

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

Zeitfestigkeit von Kauflächenveneers aus Keramik

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Gaëtan Schroeder
aus Luxemburg

2018

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: **Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann**

Mitberichterstatter: **Priv. Doz. Dr. Jan-Frederik Güth**
Prof. Dr. Dr. Heinz Kniha

Dekan: **Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel**

Tag der mündlichen Prüfung: 03.05.2018

Meinen liebevollen Eltern, Großeltern und Schwestern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	4
2.1	Zahnhartsubstanzverlust	4
2.1.1	Prävalenz von Erosionen	5
2.1.2	Prothetische Rehabilitation.....	5
2.1.3	Kauflächenveneers	7
2.2	Restaurationsmaterialien.....	8
2.3	Keramik - Dentalkeramiken	9
2.4	Komposite	12
2.4.1	Vorteil der CAD/CAM Keramik- und Kompositblöcke.....	14
2.4.2	Literaturübersicht zu den verwendeten Restaurationsmaterialien ...	14
2.4.2.1	IPS Empress CAD.....	15
2.4.2.2	IPS e.max CAD.....	15
2.4.2.3	CELTRA Duo	15
2.4.2.4	CeraSmart.....	17
2.5	Frakturverhalten der Restaurationen	20
2.6	Physikalische Eigenschaften der Keramik und deren Bestimmung.....	21
2.6.1	Die Härte	21
2.6.2	Das Elastizitätsmodul und die Biegezugfestigkeit.....	22
2.6.3	Die Bruchzähigkeit.....	23
2.6.4	Ausarbeitung und Politur.....	24
2.7	Fast Fracture - Sprödbbruch	25
2.8	Unterkritisches Risswachstum.....	25
2.9	Präparation des Zahnes	28

2.10	Adhäsive Befestigung.....	29
2.11	Die Kausimulation.....	31
2.12	Thermocycling.....	33
2.13	Finite-Elemente-Methode.....	33
3	Zielsetzung der klinischen Studie	35
4	Material und Methoden.....	37
4.1	Material.....	37
4.1.1	Auswahl der Zähne.....	37
4.1.2	Codierung der Proben.....	37
4.1.3	Dentalkeramiken und Komposite.....	38
4.1.4	Lava Ultimate CAD/CAM	39
4.1.5	CeraSmart	39
4.1.6	CELTRA Duo.....	40
4.2	Methoden	43
4.2.1	Vorversuche zur Darstellung der Keramikfraktur.....	43
4.2.2	Präparation der Zähne	44
4.2.3	Herstellung der Kauflächenveneers für die Kausimulation und die Mikro-CT Versuche	47
4.2.4	Politur und Ausarbeitung der Kauflächenveneers.....	52
4.2.5	Vorbehandlung der Molaren	53
4.2.6	Vorbehandlung der Kauflächenveneers für die Kausimulation	53
4.2.7	Adhäsive Befestigung der Kauflächenveneers.....	54
4.2.8	Ausarbeitung und Politur der adhäsiv eingegliederten Restaurationen	

4.2.9	Vorbereitung der Probenhalter und der Antagonisten	55
4.2.10	Thermocycling der Zähne mit den Restaurationen	57
4.2.11	Mechanische Prüfung im Kausimulator.....	58
4.2.11.1	Einstellung des Kausimulatoren.....	58
4.2.11.2	Einstellung der Proben	59
4.2.12	Kontrolle der Proben nach mechanischer Prüfung	60
4.2.13	Finite Elemente Analyse der Proben.....	62
4.2.13.1	Probenherstellung für die Mikro-CT Versuche.....	62
4.2.14	Erfassung der Rohdaten und Segmentierung mittels ITK, Fiji and itk-SNAP	63
4.2.15	Vernetzungsprozess (meshing) mit octave und iso2mesh	64
4.2.16	Finite Elemente Analyse mit dem Solver z88.....	64
4.2.17	Analyse und visuelle Darstellung der Resultate mit scipy und Paraview	65
4.2.18	Statistische Auswertung	65
4.3	Statistische Auswertung.....	66
4.4	Logrank-Test.....	67
4.5	Aufbereitung der Daten zum Vergleich mit der Dissertation von Dr. Schäfer.....	68
5	Ergebnisse	69
5.1	Thermocycling.....	69
5.2	Ergebnisse der in vitro Untersuchungen.....	69
5.2.1	CELTRA Duo Non-Präparation.....	69
5.2.2	CELTRA Duo Stufe	69
5.2.3	CeraSmart Non-Präparation	70

5.2.4	CeraSmart Stufe.....	70
5.3	Graphische Darstellung der Kaplan-Meier-Schätzer.....	72
5.3.1	Vergleich des Präparationsdesigns bei CeraSmart.....	73
5.3.2	Vergleich des Präparationsdesigns bei CELTRA Duo	74
5.3.3	Vergleich der Materialien CeraSmart und CELTRA Duo.....	74
5.3.4	Bruch des Kauflächenveneers als Versagenskriterium.....	77
5.4	Zusammenfassung der Kaplan-Meier-Schätzer	78
5.5	Ergebnisse der Finite Elemente Simulation	79
5.5.1	Schichtstärke der Restauration	79
5.5.2	Spannungsverteilung in der Restauration.....	79
5.5.3	Ergebnisse.....	80
5.6	Vergleich der Daten mit der Dissertation von Dr. Schäfer	84
6	Diskussion	86
6.1	Diskussion der Methodik.....	87
6.1.1	In-Vitro Untersuchung	87
6.1.2	Zahnauswahl.....	88
6.1.3	Materialauswahl	88
6.1.4	Schichtstärke.....	89
6.1.5	Präparationsdesign.....	90
6.1.6	Herstellung der Proben.....	91
6.1.7	Vorbereitung der Kauflächenveneers und adhäsive Befestigung	92
6.1.8	Thermocycling.....	93
6.1.9	Kausimulation.....	94
6.1.10	Versagenskriterium	97

6.1.10.1	Bruch als Versagenskriterium	98
6.1.10.2	Riss als Versagenskriterium	98
6.1.11	Diskussion der verwendeten Statistiken	99
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	100
6.2.1	Auswertung.....	100
6.2.2	Ergebnisse der Versuche	102
6.2.2.1	Präparationsdesign	102
6.2.2.2	Material	102
6.2.3	Lokalisation des Sprunges in dem Kauflächenveneer	103
6.2.4	Einfluss des Materials	104
6.2.5	Einfluss des Präparationsdesgins	107
6.3	Vergleich mit der Studie von Dr. Schäfer	108
7	Zusammenfassung und Schlussfolgerung.....	111
8	Literaturverzeichnis	115
9	Anhang	125
9.1	Abbildungsverzeichnis	129
9.2	Tabellenverzeichnis	132
10	Danksagung.....	133
11	Eidesstattliche Versicherung.....	134

1 Einleitung

Die prothetische Rehabilitation von Seitenzähnen stellt von je her eine der Hauptaufgaben der Zahnmedizin dar. Die häufigste Ursache sind kariöse Läsionen, jedoch sind durch äußere Einflüsse und einen Rückgang der Karies neue Probleme hinzugekommen [Meyer-Lückel et al., 2012]. Die Bevölkerung ist bis in ein hohes Lebensalter voll- oder teilbezahnt. Dies führt über Jahre zu einer Abnutzung der natürlichen Zähne [Magne P, 2002]. Bruxismus, Bulimie und Erosionen sind weitere Ursachen für Zahnhartsubstanzverlust. Diese zählen, genauso wie die erblich bedingten Zahnanomalien, zu den nicht kariös bedingten Zahnhartsubstanzverlusten [Lussi et al., 2006].

Durch okklusalen Substanzverlust, kommt es zum Verlust der vertikalen Dimension und zu Veränderungen in der Okklusion. Diese Probleme können schon im frühen Lebensalter auftreten und stellen den Zahnarzt vor neue Herausforderungen. Die Rehabilitation soll so minimalinvasiv wie möglich sein, die gesunde Zahnhartsubstanz soll geschont und geschützt werden. Außerdem soll die restaurative Versorgung langlebig, ästhetisch und biokompatibel sein. Dafür stehen heutzutage eine Vielzahl von Möglichkeiten parat [Johansson et al., 2008]. Dabei hat sich die Anwendung von grazil gestalteten Kauflächenveneers bewährt. Somit können ganze Kauflächen restauriert werden, ohne den ganzen Zahn zu präparieren. Kauflächenveneers sind im Gegensatz zu Kronen viel substanzschonender [Magne et al., 2012]. Schäfer (2014) hat gezeigt, dass bereits 0,5mm Schichtstärke ausreichend sind, um eine langlebige Restauration zu gewährleisten [Schäfer, 2014]. Dentinadhäsive und Befestigungskomposite ermöglichen diese grazilen Präparationen. Die ausgereiften Dentalkeramiken sind das ideale Material für ästhetische und biokompatible Versorgung [Rosenblum et al., 1997]. Außerdem ermöglicht die CAD/CAM Verarbeitung eine größere Materialauswahl und führt zu zeit-

Einleitung

und kostengünstigen Versorgung. Diese erlauben es dem Zahnarzt, bei sehr geringen Schichtstärken, langlebige Restaurationen einzugliedern [Fasbinder, 2010].

In den letzten Jahren kam eine Vielzahl neuer CAD/CAM Materialien auf den Markt, welche bessere mechanische Eigenschaften aufweisen. Dabei geht der Trend zu reinen Chairside Materialien, welche in der gleichen Sitzung eingesetzt werden können. Jedoch sind die Richtlinien für die Präparation solcher Restaurationen den neuen werkstoffkundlichen Errungenschaften nicht angepasst worden. So kann der praktizierende Zahnarzt selten auf Studien zurückgreifen, welche die Lebensdauer solcher Restaurationen untersuchen. Dabei stellt die Kausimulation neuer Materialien und Verfahren eine günstige und schnelle Untersuchung dar [Steiner et al., 2009].

Die Finite-Elemente-Methode (=FEM) nahm ihren Beginn hauptsächlich in der Luftfahrtindustrie. Sie ermöglicht anhand eines Finite-Elemente-Modells des Werkstückes die genaue Berechnung einer Vielzahl von physikalischen Belastungen und ermöglicht die graphische Darstellung dieser Belastungen auch bei komplexen Geometrien. Dafür wird das Werkstück in eine endliche Zahl an kleinen Einheiten unterteilt. Dies erlaubt eine schnelle und vor allem kostengünstige Prüfung von Werkstücken. Seit den 70er Jahren wird diese Form der Analyse auch in der Zahnmedizin eingesetzt. So soll in dieser Dissertation untersucht werden, ob sich die am Computer gewonnenen Daten auf die in-vitro Untersuchungen übertragen lassen [Magne, 2007].

Die Präparation von Kauflächenveneers erfolgt nicht nach standardisierten Richtlinien. Es gibt drei unterschiedliche Präparationsmöglichkeiten. Die Präparation kann wie bei einer Teilkrone mit einer Stufe erfolgen. Das hat den Vorteil, dass sich der Zahntechniker bei der Herstellung leichter tut. Das Werkstück rutscht auf dem Modell nicht hin und her. Jedoch kommt es bei dieser Präparation zu einem unnötigen Substanzverlust. Die Klebefläche

Einleitung

befindet sich häufig im Dentin und ist somit weniger belastbar. Außerdem kommt es zu Problemen mit der Präparationsgrenze im Kontaktbereich. Die sichere Überschussentfernung des Befestigungskomposit wird durch die scharfe Präparationsgrenze erschwert. Eine andere Möglichkeit der Präparation von Kauflächenveneers besteht darin, nur die bereits verloren gegangene Zahnhartsubstanz zu ersetzen. Diese Non-Präparation ist substanzschonender, jedoch gestaltet sich die exakte Positionierung des Werkstückes als schwierig. Analog zu dieser Non-Präparationsmöglichkeit ergibt sich die letzte Möglichkeit. Dabei werden nur zusätzliche, kleine Positionierhilfen und Demarkationsgrenzen am Übergang Zahn zu Restauration präpariert. Nachteil dieser Präparationsart ist die schwierige Herstellung, die mögliche Frakturgefahr durch dünne Ränder und die Frage der Mindestschichtstärke unter dem Kontakt. Da nur im Kontaktbereich die Belastung hoch ist, ist dort eine ausreichende Mindestschichtstärke wichtig. Dort wo keine okklusale Belastung kann die Restauration dünn auslaufen. Der Vorteil ist der bessere Haftverbund am Schmelz und die dadurch erhöhte Stabilität.

Diese Möglichkeiten stellen die Zahnärzte vor ein neues und ungewohntes Problem. Welche Präparation soll bevorzugt angewendet werden und welches Material ist dafür am geeignetsten?

Dabei soll diese Studie untersuchen, in wieweit das Präparationsdesign und die Materialauswahl einen Einfluss auf die Zeitfestigkeit von Kauflächenveneers haben.

2 Literaturübersicht

2.1 Zahnhartsubstanzverlust

Mit steigendem Lebensalter, nimmt die Schmelzdicke der bleibenden Zähne progressiv ab. Dies entspricht der natürlichen Abnutzung der Zähne [Magne P, 2002]. Die Gründe für Zahnhartsubstanzverlust sind vielfältig. Abgesehen von den Verlusten durch Karies, spielt der Verschleiß eine entscheidende Rolle. Zum Verschleiß zählen, laut Deutscher Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) die Abrasion, die Erosion, die Attrition, die Demastikation und Bruxismus. Dabei kommt es zu einer Verminderung der okklusalen Schmelzdicke, bis hin zum kompletten Verlust mit freiliegendem Dentin [Lussi et al., 2006].

Erosionen können mit dem Erosionsindex nach Lussi klassifiziert werden. Dieser betrachtet die okklusale Fläche des einzelnen Zahnes und unterscheidet 4 Grade, welche in der Tabelle 2-1 dargestellt sind [Lussi et al., 1991].

Grad 0	Keine Erosion, glänzender Schmelz, Verlust der Perikymatien möglich
Grad 1	Schwache Erosion, flächenhafter Verlust des Schmelzes, gerundete Höcker, seidenglänzender Schmelz, kein freiliegendes Dentin
Grad 2	Mittlere Erosion, Dentin liegt auf weniger als der Hälfte der Zahnoberfläche frei
Grad 3	Starke Erosion, Freiliegendes Dentin auf mehr als der Hälfte der Zahnoberfläche

Tabelle 2-1 Erosionsindex nach Lussi

Eine weitere Möglichkeit der Klassifikation stellt der BEWE (Basic Erosive Wear Examination) dar. Betrachtet wird jeweils für jeden Sextanten der am schlimmsten betroffene Zahn und dieser wird nach der Tabelle **2-2** bewertet. Die Werte aller Sextanten werden addiert und erlauben eine Risikoabschätzung. Je nach Risiko des Patienten werden Therapiemaßnahmen empfohlen.

0 Punkte	Kein Zahnhartsubstanzverlust
1 Punkt	Verlust der Oberflächenstruktur
2 Punkte	Deutlicher Zahnhartsubstanzverlust mit weniger als 50% der Zahnoberfläche
3 Punkte	Deutlicher Zahnhartsubstanzverlust mit mehr als 50% der Zahnoberfläche

Tabelle 2-2 Basic Erosive Wear Examination (BEWE)

2.1.1 Prävalenz von Erosionen

Die Prävalenz von Erosionen variieren in der Literatur stark. Die Prävalenz bei Milchzähnen ist höher als bei der bleibenden Dentition.

In Deutschland wurden 1000 Kinder im Alter von 8 bis 15 Jahren über 5 Jahre lang untersucht, dabei wurden bei über 70% der Kinder mindestens eine Erosion diagnostiziert [Ganss et al., 2001]. Die Erosionen konzentrieren sich auf die okklusale Zahnhartsubstanz. Ganss beobachtet eine steigende Tendenz über die letzten zwei Jahrzehnte.

Bei einer Untersuchung von Lussi im Jahre 1991 wurden in der Schweiz 391 Erwachsene untersucht. Bei den 26 bis 30-Jährigen war die Häufigkeit von okklusalen Grad 1 Erosionen bei fast 30%. Bei den 46 bis 50-Jährigen war sie schon bei 43% [Lussi et al., 1991].

2.1.2 Prothetische Rehabilitation

Die Wiederherstellung dieser Zahnhartsubstanzverluste stellt den Zahnarzt vor viele Fragen. Der erste Schritt ist die richtige Diagnose. Die Ursache für die Zahnhartsubstanzverluste müssen therapiert werden. Bei vorliegendem Bruxismus soll eine adäquate Schientherapie erfolgen, bei Erosionen eine Ernährungsumstellung und angepasste Mundhygiene. Die Entscheidungsfindung der prothetischen Rehabilitation ist abhängig vom Ausmaß des

Literaturübersicht

Zahnhartsubstanzverlustes, lokal oder generalisiert, kariös oder kariesfrei, provisorisch oder definitiv, direkt oder indirekt. Welches Material (Komposite, Gold oder Keramik) ist langlebig und kosteneffizient. Die Bandbreite an möglichen Restaurationen ist sehr groß und reicht von umfangreichen prothetischen Maßnahmen bis zu minimalinvasiven Kauflächenveneers aus Keramik [Johansson et al., 2008]. Die Tabelle 2-3 fasst die Möglichkeiten mit Vor- und Nachteilen zusammen [Karl et al., 2008, Mesko et al., 2016, Sadowsky, 2006].

Literaturübersicht

Restauration	Material	Vorteile	Nachteile
Direkte Füllungen	Flowables	Flowables im Frühstadium, klassische Komposite bei vorangeschrittenen Zahnhartsubstanzdefekten, zeit- und kosteneffizient, substanzschonend, zahnfarben, einfache Reparatur möglich	Niedrige Abrasionsstabilität, anwenderabhängig, hoher Aufwand für okklusale Gestaltung
	Klassischer Komposite		
Kauflächen-veneers	Komposite	Kosteneffizient, substanzschonend, verbesserte mechanische Eigenschaften, Chairside Fertigung möglich, zahnfarben	fraktur anfällig, korrekte Positionierung schwierig, keine Präparationsrichtlinien, keine Langzeitstudien vorhanden
	Keramik		
Teilkronen	Keramik	Zahnfarben, Chairside herstellbar	Präparation erforderlich, hoher Substanzabtrag, Probleme im approximalen Kontaktbereich bei zu großer Distanz zum Nachbarzahn
	Edelmetall	Lange Erfahrung, klinisch erprobt, geringer Substanzabtrag, konventionell zementiert	Ästhetik, kostenintensiv, zeitintensive Präparation, Retentionsform
Vollkronen	Keramik, Edelmetalle, NEM, VMK	Zuschuss durch Krankenkassen	Übertherapie

Tabelle 2-3 Möglichkeiten der prothetischen Rehabilitation mit Vor- und Nachteilen

2.1.3 Kauflächenveneers

Kauflächenveneers sind okklusale, adhäsiv befestigte

Kauflächenrekonstruktionen im Seitenzahnbereich, welche meist aus Keramik oder Kunststoffen hergestellt werden. Durch diese Restaurationsart kann auf eine invasivere Restauration mit Teilkronen oder Kronen verzichtet werden.

Kauflächenveneers sind eine substanzschonende Maßnahme zur Rehabilitation von Kauflächen und stellen eine Alternative zu traditionellen Onlays oder Kronen dar [Magne et al., 2012, Strub, 2011].

Dabei spielt der Erhalt an natürlicher Zahnhartsubstanz eine große Rolle. Im Gegensatz zu Vollkronen, kann mehr als 50% Schmelz und Dentin erhalten bleiben [Edelhoff et al., 2002].

Kauflächenveneers sind im abradierten Gebiss, bei Erosionen, bei Bisslageveränderungen, bei der Wiederherstellung der statischen und dynamischen Okklusion und beim Verändern der Bisshöhe indiziert [M. Kern, 2006, Magne et al., 2012].

Bei Korrekturen der Bisshöhe, welche meistens im abradierten Gebiss vorkommen, und bei Korrekturen der Okklusion können Kauflächenveneers zur Anwendung kommen. Dies ermöglicht zum Beispiel den Aufbau einer Eckzahnführung. Diese bieten außerdem die Möglichkeit, vor großen prothetischen Rehabilitationen als Langzeitprovisorium eingesetzt zu werden. Somit können sich die Patienten an die neue Situation gewöhnen [Harper, 2000].

Eine weitere Indikation stellt die Kronenfraktur (cracked tooth syndrom) dar. So können Kauflächenveneers bei diesem Syndrom schmerzlindernd und stabilisierend wirken [Geurtsen et al., 2003, Signore et al., 2007].

2.2 Restaurationsmaterialien

CAD/CAM Systeme (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) haben die Zahnmedizin revolutioniert [Mörmann, 2006]. Seit über 30 Jahren ist die CAD/CAM Technologie in der Zahnmedizin laufend weiterentwickelt worden. Ziel der CAD/CAM Systeme ist die prothetische Versorgung der Patienten in einer Behandlungssitzung. Jedoch hatten die ersten Systeme durch

ihre begrenzte Auswahl an Materialien große Limitationen. Die häufigsten Misserfolge entstehen durch Frakturen der Restaurationen [Della Bona et al., 2008]. Daraufhin schlug die Entwicklung der Restaurationsmaterialien zwei neue Wege ein um das Problem zu lösen.

Der erste Weg war die Entwicklung immer festeren Keramiken (wie Lithiumdisilikatkeramik) mit einem sehr hohen E-Modul [Guess et al., 2010].

Der zweite Weg war die Entwicklung immer flexiblerer Materialien mit niedrigerem E-Modul. Das Ausgangsmaterial der Wahl waren polymerbasierte Komposite. Diese haben jedoch den Nachteil der Polymerisationsschrumpfung, dem höheren Verschleiß und den schlechteren mechanischen Eigenschaften [He et al., 2011]

Diese Entwicklungen führten dazu, dass zu den konventionellen Keramikblöcken weitere Materialien hinzugekommen sind. Die Hochleistungskeramiken, Kompositblöcke und Hybridkeramiken sind entstanden. Mit diesen Neuerungen, ermöglichen die CAD/CAM Systeme eine Vielzahl an definitiven und provisorischen Restaurationen [Fasbinder, 2010].

2.3 Keramik - Dentalkeramiken

Keramiken gehören zu einer großen inhomogenen Gruppe von Werkstoffen. Sie bestehen aus anorganischem, nicht-metallischem Material [Ashby et al., 2013]. Das Wort "Keramik" stammt aus dem Griechischen "keramikos" ab und bedeutet so viel wie "von Ton" oder "Erden" [Gilman, 1967]. Die Definition der heute verwendeten Dentalkeramiken muss aufgrund der Vielzahl an neuen Entwicklungen sehr allgemein bleiben [Marxkors, 1988]. Die Dentalkeramiken haben sich hinsichtlich Ästhetik, Biokompatibilität und mechanischen Eigenschaften weiterentwickelt und verbessert. So verdrängt die Keramik mehr und mehr die konventionellen Restaurationen aus Metall [Rosenblum et al., 1997]. Dentalkeramiken sind sehr biokompatibel und weisen fast überhaupt kein

Literaturübersicht

zytotoxisches Potential auf [Sjögren et al., 2000]. Jedoch ist die Keramik ein spröder und frakturanfälliger Werkstoff.

Es gibt eine Vielzahl von Einteilungsmöglichkeiten der Dentalkeramiken. Sie können nach Material, Herstellungsverfahren, Indikation, Gerüst- oder Verblendmaterial eingeteilt werden [M. Kern, 2006].

Nach Material, kann man die Dentalkeramiken in drei Gruppen unterteilen. Dies veranschaulicht die Abbildung 2-1. Es gibt die Silikatkeramiken, die Oxidkeramiken und die Verbundwerkstoffe.

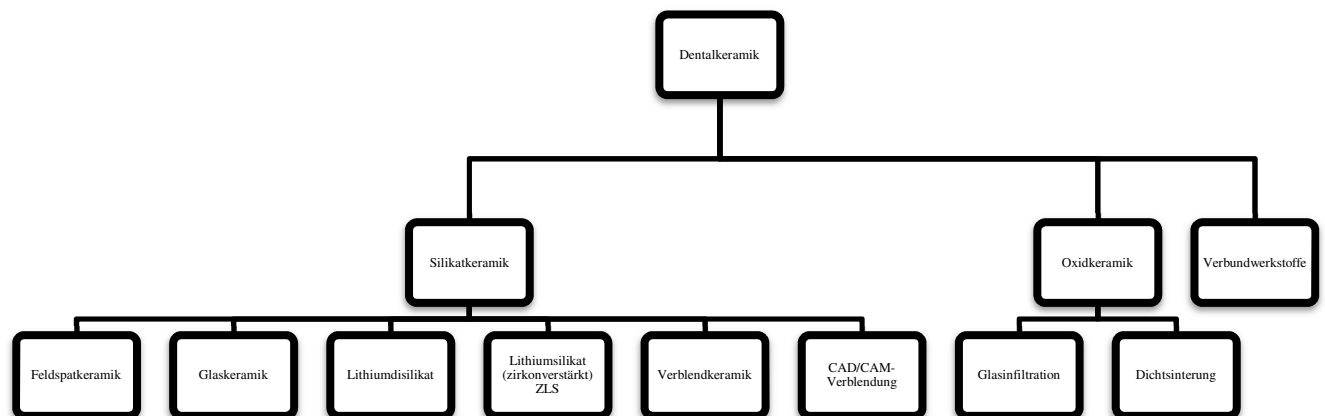


Abbildung 2-1 Überblick der Dentalkeramiken

Silikatkeramiken sind mehrphasige Keramiken, welche einen hohen Glasanteil aufweisen. Zur Optimierung der optischen und mechanischen Eigenschaften werden verschiedene Kristalle (wie zum Beispiel Leuzit oder Lithiumdisilikat) in die Glasphase gemischt. Die Silikatkeramiken können entweder gepresst oder im CAD/CAM Verfahren geschliffen werden. Die Blöcke können Grünkörper sein, welche aus reinem Pulver gepresst wurden und nach dem Fräsen noch gesintert werden müssen. Die weichen Grünkörper haben den Vorteil, dass sie leicht und verschleißfreier bearbeitbar sind. Jedoch schrumpfen sie beim

Literaturübersicht

Sinterprozess. Der Nachteil ist der erforderliche Zeitaufwand für den Kristallisationsbrand und dem erforderlichen Brennofen. Der Aufwand erschwert das Einsetzen der Restauration in der gleichen Behandlungssitzung. Zu dieser Gruppe gehört zum Beispiel IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Die Blöcke können auch vorgesintert oder dichtgesintert bearbeitet werden, dann handelt es sich um Weißkörper. Weißkörper haben eine höhere Festigkeit und sind dadurch schwieriger zu bearbeiten. Zu dieser Gruppe gehört zum Beispiel CELTRA Duo (DeguDent GmbH, Haunau-Wolfgang, Deutschland).

Der Vorteil der Silikatkeramiken liegt bei den ästhetischen Eigenschaften (Chamäleon-Effekt). Sie sind jedoch nicht universell einsetzbar und auf Grund ihrer geringen Festigkeit nur für dreigliedrige Brücken bis zu den Prämolaren indiziert.

Oxidkeramiken sind Keramiken ohne oder mit nur sehr geringer Glasphase. Sie haben jedoch eine ausgeprägt, kristalline Phase. Diese kristalline Phase besteht aus Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid. Sie haben bessere mechanische Eigenschaften als die Silikatkeramiken, sind jedoch diesen auf Grund des opaken Erscheinungsbildes ästhetisch unterlegen [Tinschert, 2007]. Die mechanischen Eigenschaften erlauben es jedoch, mehrgliedrige Gerüste herzustellen, welche später verblendet werden können.

In den letzten Jahren, ist eine neue Gruppe entstanden. Diese wird von den Herstellern und der Literatur uneinheitlich benannt. Die Hybridmaterialien werden Verbundwerkstoffe, Hybridkeramiken, Verbundkeramik oder CAD/CAM Kompositmaterialien genannt [Kern M, 2012]. Sie bestehen aus einem keramischen Grundgerüst, gefüllt mit Polymeren [M. Kern, 2006]. Dadurch will man die Vorteile der Keramiken mit denen der Komposite verbinden. Das einzige erhältliche Material, welches zu den Hybridkeramiken zählt ist VITA Enamic (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland).

Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) ist im Gegensatz zu Vita Enamic ein reines, wenngleich hochgefülltes Dentalkomposit [Kern M, 2012].

2.4 Komposite

Die Komposite sind zahnfarbene Restaurationsmaterialien. Komposite haben sich seit Jahrzehnten in der direkten Füllungstherapie bewährt [Marxkors, 1988].

Im Jahre 2000, kam der erste CAD/CAM verarbeitbare Kompositblock Paradigm MZ100 (Produktdatenblatt 3M ESPE, St. Paul, USA) auf den Markt. Bei Paradigm MZ100 erfolgte die Polymerisation durch Licht. Dadurch entstehen, wie für lichtgehärtete Komposite, niedrige Konversionsraten [Rueggeberg, 1999]. Die Härtemessung spiegelt indirekt eine Methode der Bestimmung der Konversionsraten dar [Rueggeberg et al., 1988]. Um die mechanischen Eigenschaften zu verbessern, wurden neue Polymerisationsmethoden entwickelt. Die radikalische Verkettung der Monomere wird nicht mehr nur durch Photoinitiatoren aktiviert, sondern auch durch Druck und Wärme [Suh, 2003]. Der Vorteil liegt in beigefügten Energie durch Heißpolymerisation und hohen Drücken. Diese industrielle Verarbeitung verbessert maßgeblich die Konversionsrate und somit die mechanischen Eigenschaften [Nguyen et al., 2012].

Ein weiterer Sprung entstand durch die Entwicklung der nanogefüllten Hybridkomposite [Mitra et al., 2003]. Nanogefüllte Hybridkomposite enthalten Nanopartikeln mit einem Durchmesser von 5-100 nm und größere Nanopartikelcluster. Diese Komposite sollen die Eigenschaften der Mikrofüllerkomposite (Polierbarkeit) mit denen der Hybridkomposite vereinen (mechanische Eigenschaften) [Takahashi et al., 2011].

Die Mikrofüllerkomposite bestehen aus Siliziumdioxidfüllern mit einer mittleren Größe von 0,05 µm. Deshalb besitzen sie eine sehr gute Polierbarkeit.

Literaturübersicht

Jedoch ist der Füllstoffgehalt von etwa 50 Gewichtsprozent gering. Die mechanischen Eigenschaften sind im kaulasttragenden Bereich zu gering [Karl et al., 2008].

Die Hybridkomposite vereinen die Makrofüller mit den Mikrofüllern. Durch größere Füllkörper (Nanopartikelcluster) lässt sich der Füllkörpergehalt auf bis zu 85% steigern und durch die geringe Größe der Primärpartikel besitzt das Hybridkomposit eine klinisch ausreichende Polierbarkeit [Karl et al., 2008].

Durch die Verbreitung der CAD/CAM Fertigung, rückten diese Materialien in den Fokus der Zahnärzte. Die klinisch erfolgreichen Lithiumdisilikatkeramiken benötigen einen abschließenden Kristallisationsbrand. Dies geht mit einem erhöhten technischen und zeitlichen Aufwand einher. Daraufhin kam die Nachfrage nach Materialien, welche ohne Kristallisationsbrand auskommen. Außerdem wurde versucht, die Frakturanfälligkeit der spröden Keramiken mit flexibleren Kompositen zu ersetzen. Klassische Komposite sind zeit- und kosteneffizienter zu bearbeiten, jedoch sind die mechanischen Eigenschaften, die Abrasionsstabilität und die Biokompatibilität, denen der Keramiken unterlegen [Lauvahunon et al., 2014].

Ein ähnlicher Versuch der Optimierung stellt das Hybridkomposit dar. Dabei werden in eine Polymermatrix, verschiedene Siliziumoxid- und Zirkoniumoxidfüller gemischt. Diese Keramikpartikel, welche in der Größenordnung von einigen Nanometern vorliegen, sind silanisiert. Nach kompletter thermischer Aushärtung erhält man einen hochgefüllten, homogenen Restaurationsblock, welcher anschließend mit CAD/CAM verarbeitet werden kann [Kern, 2015].

Aufgrund dieser Vielzahl an verschiedenen Werkstoffen, stellt die Auswahl des richtigen Restaurationswerkstoffes eine große Herausforderung dar.

2.4.1 Vorteil der CAD/CAM Keramik- und Kompositblöcke

Durch das Schleifen der Materialien unter Wasserkühlung, konnten sich neue Materialien durchsetzen. Verbundwerkstoffe, Aluminium- und Zirkonoxidkeramiken erlebten einen Aufschwung [Luthardt et al., 2002]. Diese industriellen Keramik- und Kompositblöcke werden unter optimalen und konstanten Bedingungen hergestellt. Dadurch verringern sich die herstellungsbedingten Fehler wie Poren [Thompson et al., 1994] und Überhitzung [Withers, 2007] und dadurch besitzen die Materialien eine höhere Eigenfestigkeit [Mörmann et al., 1996]. Dieser Vorteil der fehlerfreieren Struktur bleibt vorhanden, obwohl die Blöcke durch die Fräsprozesse oberflächliche und interne Fehler erhalten können [Tinschert et al., 2000].

Ein weiterer Vorteil der indirekten Restaurationen aus Keramik oder Komposit, gegenüber direkten Restaurationen, ist die geringere Polymerisationsspannung. Diese verringert sich dadurch, dass sich die Polymerisationsschrumpfung auf die Klebefuge beschränkt. Außerdem sind die indirekten Restaurationen resistenter gegen Abrasion und sie behalten ihren Hochglanz länger [Feilzer et al., 1988, Mörmann et al., 1989].

Die Anforderungen an neue Materialien beinhalten nicht nur die Biokompatibilität, Ästhetik und Lebensdauer, sondern auch Präzision und die Möglichkeit der schnellen Fräsbarkeit bei sehr dünnen Schichtstärken (unter 500 µm) [Swain et al., 2016].

2.4.2 Literaturübersicht zu den verwendeten Restaurationsmaterialien

In diesem Kapitel werden die verwendeten CAD/CAM Materialien dargestellt. In der Dissertation von Dr. Helena Schäfer wurde bereits IPS Empress CAD und IPS e.max CAD untersucht [Schäfer, 2014].

2.4.2.1 IPS Empress CAD

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ist eine leuzitverstärkte Glaskeramik für die CAD/CAM Verarbeitung. IPS Empress CAD hat seine Indikation vor allem für ästhetisch wichtige Bereiche und ist für Einzelzahnrestorationen wie Kronen, Inlays, Onlays und Veneers freigegeben. Die Biegezugfestigkeit beträgt 160 MPa und es besitzt ein E-Modul von 62 GPa (Gebrauchsanweisung IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

2.4.2.2 IPS e.max CAD

Bei IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) handelt es sich um eine Lithiumdisilikatkeramik. Die Indikationen reichen von Veneers, Inlays, Onlays, Teilkronen, Kronen im Front- und Seitenzahnbereich bis hin zu dreigliedrigen Brücken. Der Schleifprozess findet als Grünkörper statt. Nach dem Kristallisationsbrand, kommt es zur Umwandlung des Metasilikates in ein Disilikat. Die Gefügeumwandlung geht mit einem Volumensprung einher. Dadurch erreicht der Werkstoff seine endgültige Festigkeit. Die Biegezugfestigkeit liegt bei 360 MPa und der E-Modul bei 95 GPa (Gebrauchsanweisung IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

2.4.2.3 CELTRA Duo

CELTRA Duo (DeguDent GmbH, Haunau-Wolfgang, Deutschland) ist eine endfeste, CAD/CAM fräsbare Keramik. CELTRA Duo ist ein Material mit einem hohen E-Modul.

Werkstoffkundlich handelt es sich um eine zirkoniumdioxidhaltige Lithiumsilikatkeramik, im final kristallisiertem Zustand. Dabei wurden 10% Zirkondioxid in die Glasphase der Keramik miteingearbeitet. Die

Literaturübersicht

Biegefestigkeit beträgt 210 MPa, die jedoch durch einen optionalen Glanzbrand noch auf 370 MPa erhöht werden kann. Die Indikationen für diese Keramik sind Einzelzahnrestorationen im Front- und Seitenzahngebiet, z. B. Inlays, Onlays, Veneers und Vollkeramikkrone. Diese Keramik weist im Vergleich zum Kompositblock ein hohes E-Modul auf. Das E-Modul liegt laut Hersteller bei 70 GPa.

Diese zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik (ZLS) kann auch konventionell befestigt werden, jedoch weist sie die höchste Belastbarkeit bei adhäsiver Befestigung auf. Die Bruchkraft bei einer mit Syntac Classic und Variolink II befestigter Krone liegt bei 2612 ± 853 N mit einem Weibull Modul von 2.88. Diese mechanischen Daten sind vergleichbar mit denen von Lithiumdisilikatkeramiken. Der Randschluss der Keramik ist von der gleichen Qualität wie bei Lithiumdisilikatkeramiken. Beim Bruch der adhäsiv befestigten Kronen kam es zum Bruch der Keramik, jedoch klebten die Stücke weiter am Zahn, es kam also nicht zu einer katastrophalen Fraktur. Somit steht die neue ZLS Keramik auf dem Papier mit den klinisch erprobten Lithiumsilikatkeramiken auf gleicher Höhe. Jedoch wurden hier nur Kronen nach Glanzbrand untersucht. Informationen zur Zeitfestigkeit und klinische Daten fehlen [Preis et al., 2015].

Die Mikrozugfestigkeit von CELTRA Duo zu dem Befestigungskomposit (Variolink II) beträgt 30.4 ± 4.6 MPa. Die Mikrozugfestigkeit wurde mit dem Microtensile Bond Strength Test ermittelt [Aboushelib et al., 2014]. Dabei ist die Mikrozugfestigkeit am höchsten, wenn die Vorbehandlung nach Gebrauchsanweisung erfolgt. Das beste Ergebnis erhält man mit Flusssäureätzung und anschließender Silanisierung [Frankenberger et al., 2015].

Ohne Glasurbrand ist die Abrasionsfestigkeit gegenüber Schmelz leicht erniedrigt. Somit empfiehlt sich dieser bei der klinischen Anwendung [D'Arcangelo et al., 2016].

2.4.2.4 CeraSmart

CeraSmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) ist ein neuer CAD/CAM verarbeitbarer Kompositblock. Dieser Werkstoff stellt das Material mit niedrigem E-Modul dar.

CeraSmart ist ein Hybridkomposit. Die sehr feinen (nano) Keramikpartikel sind in einer Kunststoffmatrix eingelagert. Die Hauptbestandteile sind Siliziumdioxid- und Bariumsilikatnanopartikel. Sie machen 71% des Gewichtes aus. Die Biegefestigkeit wird vom Hersteller mit 238 MPa angegeben. Die Indikationen dieser Hybridkeramik sind Kronen, Inlays, Onlays, Veneers und Implantatkronen.

CeraSmart gehört, genau wie Lava Ultimate (3M) zu den Verbundkeramiken. Diese Werkstoffe besitzen, wie nanogefüllte Hybridkomposite, keramische Nanopartikel, die mit der Polymerbasis vernetzt sind [Swain et al., 2016]. Die Polymerisation der Blöcke unter hohen Temperaturen und Druck (HT/HP, High Temperature/High Pressure) führt zu besseren mechanischen Eigenschaften. Dabei wird nicht nur die Konversionsrate erhöht, sondern wahrscheinlich entsteht ein festerer Verbund zwischen den Füllern und der Matrix [Phan et al., 2014]. Dieser Verbund macht laut Herstellerangaben die besonderen physikalischen Eigenschaften aus. Sie weisen dadurch besseres Frakturverhalten auf und verhindern die Rissausbreitung [Clarke, 1992]. Die Verbundkeramiken können sich, gegenüber Keramik, bei Druck- und Zugbelastungen besser plastisch verformen [Harris et al., 2002]. Obwohl diese Komposite eine geringere Härte und E-Modul besitzen, haben sie eine vergleichbare oder

Literaturübersicht

bessere Bruchzähigkeit als Keramiken [Swain et al., 2016]. Die erhöhten Bruchzähigkeitswerte sind allerdings auf nicht korrekte Anwendung des Bruchzähigkeitstests zurückzuführen. Da es sich bei den Verbundkeramiken um viskoelastische Komposite handelt, im Gegensatz zu elastischen Keramiken, erfüllen sie die Voraussetzungen für diese Auswertung nicht. Die physikalischen Eigenschaften von CeraSmart sind in der Tabelle 2-4 und Tabelle 2-5 zusammengefasst.

CeraSmart	Biegefestigkeit [MPa]	Weibull Modul
Drei-Punkt-Biegeversuch (Uniaxialer Biegeversuch)	165.4±16.9	11,5
Kugel-auf-Ring-Biegeversuch (Biaxialer Biegeversuch)	166.8±15.4	13,0

Tabelle 2-4 Physikalische Eigenschaften von CeraSmart [Choi et al., 2015]

CeraSmart	
Biegefestigkeit [MPa]	219
Biegemodul [GPa]	7,9
E-Modul [GPa]	12
Kantenrauigkeit (Margin edge roughness) [µm]	60
Knoop Härte [Koizumi et al., 2015]	39,2

Tabelle 2-5 Physikalische Eigenschaften von CeraSmart [Awada et al., 2015]

Die Oberflächenrauigkeit von CeraSmart ist gering und besitzt eine gute und langlebige Polierbarkeit, welche auf die geringe Größe der Füllkörper zurückzuführen ist [Kamonkhantikul et al., 2016].

Literaturübersicht

Die Politur lag bei 86,4 GU (Gloss Units) vor und bei 76,2 GU nach einem Versuch der Abrasion mit Zahnpasta [Koizumi et al., 2015].

Außerdem besitzt CeraSmart eine geringe Abnutzung auf der Seite des natürlichen Zahnes [Stawarczyk et al., 2015]

2.5 Frakturverhalten der Restaurationen

Neben der Sekundärkaries, ist die Fraktur der keramischen Restauration das häufigste Versagenskriterium [Della Bona et al., 2008]. Dabei treten die Frakturen entweder zeitnah nach dem Eingliedern der Restauration auf oder nach einem Zeitraum von mehreren Jahren [Frankenberger et al., 2008]. Nach jahrelanger zyklischer Belastung steht das unterkritische Risswachstum im Vordergrund [Danzer et al., 2008].

Keramische Restaurationen frakturieren meist durch Sprödbbruch oder durch unterkritische Rissfortpflanzung. Dieser Ermüdungsverschleiß resultiert aus der wiederholten okklusalen Belastung der Restauration [Ritter, 1995].

Bei Kompositen, kam es früher am Häufigsten zum Versagen des adhäsiven Verbundes. Heutzutage, gilt der Ermüdungsbruch nach jahrelanger Belastung als häufigster Versagensmodus [Hickel et al., 2001].

Keramische Materialien halten sehr hohen Druckbelastungen aus, jedoch sind sie auf Zugbelastungen frakturanfällig. Beim Kauvorgang treten jedoch nicht nur reine Druckbelastungen auf, sondern auch Zugbelastungen, vor allem während des Mahlvorganges [Murphy, 1965]. Durch die Druckbelastung beim Kauvorgang, treten auf der Innenseite der Restauration Zugspannungen auf [Holberg et al., 2013]. Jedoch hat die adhäsive Befestigung der Restauration eine stabilisierende Wirkung auf die Keramik als auch auf den Zahn [Mehl et al., 2004, Morin et al., 1988b].

2.6 Physikalische Eigenschaften der Keramik und deren Bestimmung

Die Materialeigenschaften der Keramik lassen sich über standardisierte Prüfverfahren (DIN, EN, ISO) bestimmen. Jedoch spielen in der Zahnmedizin nicht nur die reinen Materialeigenschaften eine Rolle. Die geometrischen Eigenschaften der hergestellten Restaurationen haben auch einen großen Einfluss.

2.6.1 Die Härte

Die Härte beschreibt die Eigenschaft eines Materiales sich dem mechanischen Eindringen eines anderen Körpers zu widersetzen. Für die Bestimmung der Härte gibt es heutzutage eine Vielzahl an verschiedenen Prüfverfahren.

Bei zahnärztlichen Restaurationswerkstoffen wird am häufigsten die Vickers-Härte (HF) bestimmt. Sie zählt zu den Eindruck-Härteprüfverfahren. Bei diesem Prüfverfahren wird die bleibende Deformation des getesteten Materials gemessen. Dabei wird der Eindruck einer Diamantpyramide, nach einer festgelegten Kraft F und Dauer, gemessen. Das Werkstück wird für 10-15 Sekunden mit einer vierseitigen Pyramide mit Winkeln von 136° belastet. Dann wird der Mittelwert des Diameters d der Impression bestimmt. Aus diesem wird die Fläche A der Krafteinwirkung bestimmt.

$$A = \frac{d^2}{2 \sin \frac{136^\circ}{2}}$$

Die Formel der Vickershärte lautet:

$$HV = \frac{F}{A} \left[\frac{N}{mm^2} \right] \quad [\text{Robert L. Smith, 1922}].$$

Die Härteprüfung nach Vickers entspricht der DIN 6507. Die Vickershärte wird mit der Kraft F (in Newton) und der Einwirkdauer (in Sekunden) angegeben.

Bei Dentallegierungen wird mit einer Kraft von 50 N bei Edelmetalllegierungen und 100 N bei Nicht-Edelmetalllegierungen gemessen.

Die Knoop-Härteprüfung unterscheidet sich von der Vickers Prüfung durch die andersförmige, rhombische Diamantspitze. Die Winkel der Spitzen betragen $172,5^\circ$ für die lange und 130° für die kurze Seite. Die Härteprüfung nach Knoop wird bei spröden Materialien angewendet. Sie entspricht der DIN 4545. Die Dentalkeramiken sind sehr druckresistent. Im Gegensatz zur Vickers Prüfung wird nicht der Mittelwert der Länge der Impression gemessen, sondern nur die lange Diagonale der Impression des Diamanten [Knoop, 1939].

Bestehende oberflächliche Risse werden durch Druck verkleinert und das Risswachstum verhindert [Ashby et al., 2012a, Marx, 1993, Stümke, 2008].

2.6.2 Das Elastizitätsmodul und die Biegezugfestigkeit

Das Elastizitätsmodul beschreibt die Steifigkeit eines Materials. Das E-Modul misst die Resistenz eines Materials gegenüber einer plastischen Verformung. Wirkt eine Kraft auf ein Material, so verformt sich das Material zuerst elastisch. Der Bereich der elastischen Verformung entspricht dem Hook'eschen Bereich. Laut Hook, gibt es einen linearen Zusammenhang zwischen der angewendeten Spannung und der daraus entstehenden Dehnung. Im Spannungs-Dehnungs-Diagramm, entspricht die Steigung der Geraden dem E-Modul. Je höher das E-Modul eines Werkstoffes ist, desto kleiner ist die Verformung.

Das Elastizitätsmodul wird mit **E** abgekürzt und die Einheit ist [Pa]. Das E-Modul ist der Proportionalitätsfaktor zwischen der angelegten Spannung σ und der Dehnung ϵ des Werkstückes.

$$\mathbf{E} = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

Nach der maximalen Dehnung, bricht oder verformt sich das Material irreversibel. Beim Bruch des Werkstückes, ist dieser Grenzwert die Zug-, Biege- oder Reißfestigkeit des Materials. Die Biegezugfestigkeit σ wird in Megapascal [MPa] gemessen. Es werden uniaxiale von biaxialen Tests unterschieden. Der Drei-Punkt- oder Vier-Punkt-Biegegest sind uniaxiale Tests, bei denen exakt dimensionierte Proben bis zum Bruch belastet werden. Der biaxiale Biegetest prüft scheibenförmig hergestellte Werkstücke, welche auf drei Stahlkugeln (oder einem Ring) lagern, bis zum Bruch.

Bestehende oberflächliche Risse werden durch eine Zug- oder Scherkraft vergrößert und beschleunigen so die Rissfortpflanzung [Ashby et al., 2012a, Marx, 1993, Stümke, 2008].

2.6.3 Die Bruchzähigkeit

Bruch-/Risszähigkeit ist definiert als der Widerstand, der ein Material gegen eine Rissfortpflanzung aufbringt. Keramiken besitzen eine niedrigere Risszähigkeit im Gegensatz zu Metallen. Keramiken besitzen nur eine sehr geringe bis keine plastische Verformung. Bereits kleinste Oberflächendefekte, wie Poren, können als Startpunkt für Risse dienen, weil sich dort lokal die Spannung konzentriert. An der Rissspitze kommt es zum Überschreiten der kritischen Bruchzähigkeit. Dies führt unweigerlich zum Bruch des Werkstückes [Ashby et al., 2012b].

Literaturübersicht

An der Rissspitze wird die Spannung durch den Spannungsintensitätsfaktor K_I beschrieben. Dieser ist abhängig von der Biegespannung σ in [MPa], der Risslänge a [m] und dem Geometriefaktor Y .

Die Formel dieser Griffith-Gleichung (1920) lautet:

$$K_I = \frac{\sigma \cdot Y}{\sqrt{a}} \text{ in } \left[\frac{\text{MPa}}{\sqrt{\text{m}}} \right]$$

Der Geometriefaktor Y ist abhängig von der Geometrie des Prüfkörpers und des Risses.

Die kritische Bruchzähigkeit K_{Ic} gibt Auskunft über die Energie die ein Werkstoff absorbieren kann, bevor er bricht. Beim Erreichen dieses Wertes kommt es zur Rissausbreitung. Die kritische Bruchzähigkeit hat den Vorteil, dass sie weniger abhängig von der Geometrie des Werkstückes ist. Es gibt verschiedene Methoden die kritische Bruchzähigkeit zu bestimmen.

Die häufigste Methode in der zahnärztlichen Werkstoffkunde ist die SENB Methode (single-edge notched-beam), welcher folgender Norm entspricht (DIN EN ISO 23146). Bei dieser Prüfung, wird eine gezielte Kerbe in den Prüfkörper geschliffen. Anschließend wird der Prüfkörper durch eine 4-Punkt-Biegung bis zum Bruch belastet. Aus der Rissausbreitung und der angewandten Spannung kann dann die kritische Bruchzähigkeit bestimmt werden [Nose et al., 1988].

2.6.4 Ausarbeitung und Politur

Aufgrund dieser bruchmechanischen Eigenschaften, ist auf die Ausarbeitung und Politur der keramischen Restaurationen besonders Wert zu legen. Die Politur der Keramik ist nämlich die einfachste Methode um die physikalischen Eigenschaften der Keramik zu verbessern [O'Brien, 2002]. Die gründliche Ausarbeitung, vor allem der kaulasttragenden Bereiche, reduziert die oberflächlichen Fehlerstellen. Dies resultiert in einer höheren Risszähigkeit und

somit einer längeren Lebensdauer der keramischen Restauration [Lohbauer et al., 2008b].

Die Charakterisierung der keramischen Oberflächen ist in der DIN 4761 festgelegt. Es werden rillige, nicht rillige Oberflächen und Oberflächenfehler unterschieden. Diese Oberflächeneigenschaften treten bei allen dentalen Keramiken auf. Es werden Riefen, Kratzer, Risse, Poren und Streifen unterschieden. Diese Oberflächenfehler können vor, während und nach dem Bearbeiten der Restauration auftreten [Ardelt T. et al., 2001].

2.7 Fast Fracture - Sprödbbruch

Die spontane abrupte Fraktur tritt bei Keramiken auf, wenn eine bestimmte Belastungsgrenze überschritten wurde. Diese Materialeigenschaft beruht auf der Bindungsstruktur der Atome. Diese sind, im Gegensatz zu Metallen, ionisch-kovalent gebunden. Deshalb weisen Keramiken keine plastische Verformung auf und reagieren auf zu hohe Belastungen mit dem Sprödbbruch [Ashby et al., 2012b]. Die Restaurationen aus Keramik sind in der Zahnmedizin immer Einzelanfertigungen, weshalb eine fehlerlose Fertigungskette sehr schwer realisierbar ist [Denry, 2013]. Es kann zu erhöhten thermischen Spannungsspitzen kommen, welche eine Schwachstelle darstellen [Withers, 2007]. Die Poren, Korngrenzen oder Einschlüsse, welche sich in allen keramischen Materialien befinden, sind eine weitere Fehlerstelle. Deshalb spielt die Gefügequalität der Keramik eine entscheidende Rolle [Kelly et al., 1989, Thompson et al., 1994].

2.8 Unterkritisches Risswachstum

Bei Keramiken, kommt es bei zyklischer Belastung zu unterkritischem Risswachstum. Dieses Risswachstum kann zum Ermüdungsbruch des Werkstoffes führen. Dabei bleibt die Belastung immer unterhalb der kritischen maximalen Druckbelastung [Ashby et al., 2012c]. Schwachstellen in der

Literaturübersicht

Keramik stellen die Startpunkte der Risse dar. Diese können jedoch durch eine perfekte Oberfläche oder durch die Geometrie des Werkstückes vermindert werden. Somit kann man die Spannungsspitzen im Material verkleinern.

Dabei spielt der Speichel und das feuchte Mundmilieu auch eine entscheidende Rolle [Michalske et al., 1982]. Der Rehbinder Effekt beschreibt die Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften unter Flüssigkeitseinfluss. Die Flüssigkeit dringt dabei in die feinsten Risse ein und kann zur Spannungsrisskorrosion führen [Rehbinder et al., 1972].

Das Material an sich kann sich jedoch auch dem Risswachstum entgegensetzen. So können, in mehrphasigen Dentalkeramiken, die Kristalle im günstigsten Fall die Ausbreitung des Risses verhindern [Karl et al., 2008]. Durch diese Kristalle kommt es zur Vergrößerung der Bruchfläche. Somit steigt auch die Energie, welche nötig ist, um den Werkstoff zu brechen.

Bei einer periodischen Belastung, bei der die Spannung unter der kritischen Belastungsgrenze bleibt, ist der Startpunkt ein schon vorhandener Riss oder eine Fehlerstelle im Material. Auch bei einer überkritischen Belastung stellen diese Fehlerstellen den Startpunkt der Rissausbreitung dar. Die initiale Risslänge vergrößert sich unter der zyklischen Spannungsänderung. Der Riss verlängert sich so lange wie die eingebrachte mechanische Energie die kovalenten Bindungen des Materials aufbricht. Die angelegte Zugspannung vergrößert die Risslänge mit einer materialabhängigen Rissgeschwindigkeit. An der Spitze des Risses, befindet sich ein Spannungsfeld, Spannungsintensitätsfaktor genannt. Dieser Faktor verändert sich auch zyklisch, bis eine kritischen Risslänge erreicht wird, welche dann zum Bruch des Werkstoffes führt.

Die Biegefestigkeit eines Werkstückes ist abhängig von der Beanspruchungsgeschwindigkeit. Dabei muss der initiale Riss die Zeit haben zu

Literaturübersicht

wachsen. Also spielt beim unterkritischen Risswachstum die Beanspruchungsgeschwindigkeit eine große Rolle [Ashby et al., 2012c].

Die dentalen Keramiken wurden optimiert, um diesen Risswachstum zu unterbinden. Die dabei verantwortlichen Mechanismen sind partikuläre Verstärkungsmechanismen. In der Tabelle 2-6 sind alle für die Dentalkeramik wichtigen Verstärkungsmechanismen aufgeführt [Wachtman, 1996].

Die Rissablenkung ist eine Eigenschaft, die bei der Gefügestärkung ausgenutzt wird. Über eine strukturierte Anordnung der Korngrenzen oder Materialeinlagerungen, wird der Riss abgelenkt. Dabei trifft die Rissspitze senkrecht auf eine Korngrenze oder ein Partikel (z.B. Zirkondioxidmolekül). Die Richtung der Rissausbreitung ändert sich, die Risslänge wird verlängert und es muss mehr Energie zur weiteren Rissausbreitung aufgebracht werden.

Mechanismus	Detaillierter Mechanismus	Bemerkungen
Rissablenkung (crack deflection)	Ablenkung und Umlenkung der Rissausbreitung entlang Korngrenzen und Materialpartikel	Hauptmechanismus
Rissverzweigung (crack branching)	Verzweigung des Risses in mehr oder weniger parallele Risse, Aufzehrung der Energie	Wichtig bei Kompositen
Rissspitzenabschirmung durch Prozesszonenaktivität (Crack tip shielding by process zone activity)	<ol style="list-style-type: none">1. Mikrorissbildung2. Transformationsverhärtung3. Plastische Verformung in der Zone der Rissausbreitung	Glas- und Oxidkeramiken

Tabelle 2-6 Klassifikation der Verstärkungsmechanismen modifiziert nach John B. Wachtman

2.9 Präparation des Zahnes

Die Zahnpräparation für die Aufnahme nicht metallener Restauration wurde den Materialeigenschaften des jeweiligen Restaurationsmaterials angepasst. So wurde lange Zeit bei Keramik eine Stufe oder ausgeprägt Hohlkehle gefordert. Dieses Präparationsdesign sollte die Mindestschichtstärke gewährleisten und somit Frakturen vorbeugen [Rammelsberg et al., 2000].

Bei der Präparation für keramische Restaurationen gibt es einiges zu beachten. Scharfe Kanten und Ecken sollen vermieden werden. Diese führen unter Belastung zu lokalen, hohen Spannungsintensitäten in der Restauration. Spannungsspitzen führen häufig zu Sprüngen und Brüchen in der Restauration oder dem Zahn. Die Gestaltung der Restauration soll grundsätzlich so erfolgen, dass Zug- und Biegespannungen vermieden werden. Diese stellen eine materialspezifische Schwachstelle aller Keramiken dar. Außerdem soll die kaulasttragende Fläche extendiert werden, um auch hier lokale Spannungsspitzen zu verteilen. Dies geschieht über die Verkleinerung des Krümmungsradiuses des antagonistischen Kontaktes. Also sind eher Kontaktflächen zum Antagonisten anzustreben. Des Weiteren soll die Restauration eine möglich gleichmäßige Schichtstärke aufweisen. Das heißt, der Querschnitt der Restauration soll nicht schlagartig ab- oder zunehmen, um erhöhte lokale Spannungen an diesen Stellen zu vermeiden. Die Präparation sollte so erfolgen, dass die Restauration eine einfache Geometrie aufweist. Die Ränder der Präparation sollen, für den optimalen Haftverbund, im Schmelz liegen und die Schmelzprismen schräg anschneiden [Arnetzl et al., 2006].

Die Präparationsrichtlinien, allem voran die Mindestschichtstärke, wurde vom Hersteller des jeweiligen Materials bekannt gegeben. Somit ist eine okklusale Reduktion von 1,5 - 2 mm für eine keramische Restauration Standard [Kern M,

2012]. Mit modernen Finite-Elemente-Methoden kann man heutzutage die auftretenden Spannungen graphisch darstellen und viele Designs miteinander vergleichen [De Jager et al., 2005].

2.10 Adhäsive Befestigung

Die adhäsive Befestigung der Kauflächenveneers spielt eine wichtige Rolle. Da die Haftung am Schmelz viel höher ist als am Dentin, kommt hier der Präparation eine wichtige Rolle zu [Asmussen et al., 1985, Bowen et al., 1983]. Wenn der Schmelz komplett erhalten bleibt, also keine Präparation erfolgt, ist die mechanische Stabilität des Zahnes und des adhäsiven Verbundes am höchsten [Reeh et al., 1989] [Morin et al., 1988a].

Die adhäsive Befestigung beschreibt die Haftung zweier verschiedener Materialien aneinander bei engem Kontakt [Buonocore, 1955].

Sie hat als Hauptaufgabe die Retention der Restauration auf dem Zahn. Sie soll langlebig sein, die Klebefuge dicht und abrasionsfest verschließen und gute optische Eigenschaften besitzen [White et al., 1993].

Heutzutage gibt es eine Vielzahl von Befestigungskompositen. Diese können entweder rein lichthärtend, reich chemisch härtend oder dualhärtend sein. Es gibt sie außerdem in verschiedenen Farben und Viskositäten. Der große Vorteil gegenüber den Zementen ist, dass sie eine hinreichende Retention auch bei nicht-retentiven Präparationen bieten. Somit erlauben sie eine minimal-invasive Präparation und Schutz der Zahnhartsubstanz [Rosenstiel et al., 1998].

Des Weiteren kommt es bei der Applikation des Dentinadhäsivs (engl.: Dentin Bonding Agent) zu weniger postoperativen Beschwerden [Magne, 2005]. Die adhäsive Befestigung hat außerdem den Vorteil, geschwächte Zahnhartsubstanz zu stabilisieren [Mormann, 1982].

Literaturübersicht

Um den adhäsiven Verbund zwischen der indirekten Restauration und dem präparierten Zahn zu garantieren, muss auf der einen Seite der Zahn vorbehandelt werden und auf der anderen Seite die Restauration. Das Befestigungskomposit stellt den Kleber dar [Roulet, 1994].

Der adhäsive Verbund ist technik- und zeitintensiv. Eine absolute oder relative Trockenlegung des präparierten Zahnes ist eine Mindestanforderung, da jegliche Kontamination der Klebefläche zu vermeiden ist [Marxkors, 1988].

Dabei ist die Haftung am Schmelz höher als die Haftung am Dentin. Dieser Unterschied wird vor allem auf die unterschiedliche Struktur des Dentins zurückgeführt [Castagnola et al., 1975].

Ein großer Einfluss auf den Verbund hat die Klebefläche. Diese kann vergrößert werden, mittels Sandstrahlen oder Ätzen, um einen stärkeren Verbund herzustellen [Mair et al., 2010].

Bei Glaskeramiken, stellt die Oberflächenbehandlung mittels Flusssäure und anschließender Silanisierung das Mittel der Wahl dar. Diese Prozedere findet in Europa und Nordamerika Anwendung [Tian et al., 2014].

Bei der Vorbehandlung des Zahnes sollte auf eine nicht kontaminierte Präparation geachtet werden. Die Ätzzeiten für Schmelz und Dentin sollten eingehalten werden, um postoperative Schmerzen zu vermeiden und einer Randspaltbildung/Verfärbung vorzubeugen. Mehrflaschensysteme erzielen klinisch bessere Ergebnisse und einen stärkeren Verbund zu Schmelz und Dentin [Kramer et al., 2000].

Adhäsiv befestigte indirekt Restaurationen zeigen eine hohe klinische Erfolgsrate, auch nach mehreren Jahren [Frankenberger et al., 2008, Gehrt et al., 2013, Kramer et al., 2000].

Literaturübersicht

Die adhäsive Befestigung der Restaurationen führt zu einer besseren Spannungsverteilung und somit zu einer erhöhten Bruchresistenz [Bindl et al., 2006, Mörmann et al., 1989]. Dabei wirkt die Schicht aus Befestigungskomposit als eine Art Dämpfung, welche die auftretenden Kaukräfte auf den Zahn gleichmäßiger überträgt. Die dabei entstehenden Zugkräfte werden umverteilt [Ausiello et al., 2004, Liu et al., 2011, Redford, 1986].

Inlays, Onlays und Frontzahnveneers sollen ausschließlich adhäsiv eingesetzt werden. Dies gilt vor allem für Silikatkeramiken, welche eine geringe Biegefestigkeit (unter 200 MPa) aufweisen [M. Kern, 2006]. Somit wird ihre Stabilität erhöht [Gehre G, 2008]. Die Tabelle 2-7 fasst die physikalischen Eigenschaften von Dentin, Schmelz, Komposit und Keramik zusammen und dient dem Vergleich dieser Materialien.

	Dentin	Schmelz	Komposit	Keramik
Druckfestigkeit [MPa]	200-350	300-450	200-345	150
Zugfestigkeit [MPa]	40-60	10-20	34-62	40
E-Modul (GPa)	18	65	4.5-11.3	64-400
Härteprüfung nach Knoop (kg/mm ²)	68	343	22-70	460
Vickershärte [H _v]	60-70	250-350	22-102.7	372-732

Tabelle 2-7 Physikalische Eigenschaften von Dentin, Schmelz, Komposit und Keramik [Craig et al., 1958, Ilie, 2005, Körber, 1985, Labella et al., 1999, Leung et al., 2015, Maier, 1995, Watts et al., 1987]

2.11 Die Kausimulation

Die Kausimulation dient der präklinischen Testung dentaler Materialien. Dabei kann sowohl die Abnutzung, also auch die Zeitfestigkeit (Ermüdungsfraktur) der Materialien getestet werden [Lambrechts et al., 2006, Naumann et al., 2009, Steiner et al., 2009].

Literaturübersicht

Die einwirkende Kraft wird beispielsweise durch Gewichte eingestellt. Der Kausimulator kann eine vertikale und eine horizontale Bewegung durchführen. Dadurch soll die Bewegung dem natürlichen Kauvorgang so exakt wie möglich nachgeahmt werden [Heintze, 2006].

Ziel der Kausimulation ist es, die in vitro Ergebnisse mit den in vivo Gegebenheiten zu korrelieren [Krejci et al., 1990b].

Im menschlichen Gebiss können sehr unterschiedliche Kaukräfte auftreten [De Boever et al., 1978]. Die Werte variieren in der Literatur sehr stark. Die Kaukraft ist nicht nur abhängig von der Nahrung [Kohyama et al., 2004], vom Geschlecht [Waltimo et al., 1993] und den vorhandenen zahnärztlichen Restaurationen [Bates et al., 1976, DeLong et al., 1983, Fontijn-Tekamp et al., 2000]. Beim physiologischen Kauvorgang treten Kräfte zwischen 10 und 120 N auf. Die maximal erreichbare Kaukraft liegt deutlich höher und kann im anterioren Bereich Werte von 290 N und im posterioren Bereich von 880 N überschreiten [Steiner et al., 2009]. Die Frequenz des Kauvorgangs ist stark von der Nahrung abhängig und variiert von 0,2 bis 1,5 Hz [K.H. Körber, 1983].

Die Anzahl an Zyklen und damit verbundener Lebensdauer einer getesteten Restauration wird in der Literatur teilweise unterschiedlich gewertet. Teilweise werden 250.000 Kauzyklen als Äquivalent zu einem Jahr Tragedauer gewertet [DeLong et al., 1983], oder 1,2 Millionen Zyklen entsprechen einer 5-jährigen Tragedauer [Krejci et al., 1990b].

Die Kausimulation und Thermocycling reichen für eine Aussage über die wahrscheinliche klinische Lebensdauer aus [Rosentritt et al., 2008].

2.12 Thermocycling

Das Thermocycling stellt eine Methode der künstlichen Alterung dar. Dabei entsteht der größte Effekt auf die Verbundfläche zwischen der Restauration und dem Zahn. Die Proben werden einem Temperaturwechselbad unterzogen.

Das Thermocycling der Proben findet in bidestilliertem Wasser statt, welches auf der einen Seite 5°C und auf der anderen Seite 55°C hat. Dabei tauchen die Proben komplett jeweils 30s in das warme Wasser und 30s in das kalte Wasser ein. Die Tropfphase dazwischen betrug 5s.

Die dadurch entstehenden thermisch bedingten Spannungen resultieren in einer Abnahme des Klebeverbundes. Die Spannungen sind Resultat der verschiedenen thermischen Ausdehnungskoeffizienten der Materialien. Zusätzlich findet eine Hydrolyse der Materialien statt. Je höher die Temperatur, desto stärker die Hydrolyse. Die Haftfestigkeit der Materialien nimmt ab [Mair et al., 2010].

2.13 Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) wurde in den letzten Jahrzehnten zu einem wichtigen Werkzeug des modernen Maschinenbaus. Angefangen hat alles mit einer Publikation von Turner und Clough, die 1956 diese Methode entwickelten, um die erforderliche Steifigkeit von Flugzeugflügeln zu berechnen [M. J. Turner, 1956]. Die Hauptanwendung der Finiten-Elemente-Methode liegt bei der Spannungsanalyse verschiedener Werkstoffe. Dabei können die physikalischen Kräfte, die innerhalb eines Systems auftreten, berechnet und visuell dargestellt werden. Der Vorteil der FEM ist die universelle Anwendbarkeit, auch bei komplexen Formen.

Die Finite Elemente Methode stellt die mathematische Basis dar. Mathematisch stellt sie eine numerische Methode dar, Differentialgleichungen zu lösen. Dabei

Literaturübersicht

werden die untersuchten Werkstoffe in kleinere Elemente unterteilt, welche jedoch nicht unendlich klein sind (finite). Dieser Prozess nennt sich die Diskretisierung. Die Approximation kann mit verschiedenen geometrischen Formen erfolgen. Diese Elemente können anschließend eine endliche Zahl an Parameter erhalten [Zienkiewicz et al., 2005]. Diese Elemente sind untereinander über sogenannte Knoten verknüpft, an denen die äußeren Belastungen angesetzt werden.

3 Zielsetzung der klinischen Studie

Die Wiederherstellung von abradierten und erodierten Zähnen stellt zunehmend eine Herausforderung dar. Die Prävalenz von Erosionen liegt bei bis zu 70% [Ganss et al., 2001, Lussi et al., 1991]. Bruxismus, Erosionen, Zahndysplasien und Karies sind nur einige Ursachen für einen Einbruch der vertikalen Dimension und Veränderungen der Okklusion. Die Restauration solcher Situationen stellt für den Zahnarzt und den Zahntechniker eine komplexe Aufgabe dar.

Da viele Zähne karies- und füllungsfrei sind, sollten die Restaurationen zahnhartsubstanzschonend und minimalinvasiv sein. Dabei spielt die Mindestschichtstärke des Materials eine entscheidende Rolle. Diese klinische Studie stellt eine Fortsetzung der klinischen Studie "Experimentelle In-vitro Studie zum Ermüdungsverhalten CAD/CAM-gefertigter Kauflächenveneers bei subgrenzwertiger Materialstärke" von Dr. Schäfer dar [Schäfer, 2014]. Diese Studie zeigt deutlich, dass die Schichtstärke von 0.5 mm ausreicht. Jedoch stellt sich weiterhin die Frage, welches Material, Herstellungsweise und Präparation optimal für diese Aufgabe ist.

Um Herstellungsfehler zu vermeiden, bessere Materialeigenschaften, kostengünstiger und reproduzierbar zu arbeiten, wurden reine Chairside-Materialien ausgewählt, die im CAD/CAM Verfahren gefräst werden. Es stehen fräsbare Keramiken und Komposite zur Verfügung.

Dem behandelnden Zahnarzt stellt sich als erstes die Frage der Präparation solcher Kauflächenveneers. Die Stufenpräparation stellt die klassische Variante für vollkeramische Restaurationen dar. Bei kariesfreien Zähnen wäre eine weniger invasive und substanzschonendere Präparation jedoch wünschenswert. Man kann alternativ die vorhandene Kaufläche weitgehend unberührt mit einem dünnen Keramikdeckel versorgen.

Zielsetzung der klinischen Studie

Kann sich die Präparation nach den klinischen Defekt richten oder muss eine bestimmte Präparationart angewandt werden. Optimalerweise könnte ein Zahn mit einem approximalen Defekt mit einer Stufe präpariert werden, und ein rein okklusaler Defekt nicht weiter präpariert werden.

Nach der Frage der Präparation stellt sich die Frage des richtigen Materials.

Wird ein Material mit einem hohen E-Modul ausgewählt, konzentrieren sich die größten Spannungen innerhalb des Materiales. Dagegen verteilen sich die Spannungen, bei der Auswahl eines Materials mit niedrigem E-Modul bis in die Zahnhartsubstanz.

In dieser Studie stellt das Material mit hohem E-Modul die Keramik dar. Das Material mit dem niedrigen E-Modul ist das Komposit.

Der experimentelle Teil der Studie soll die Antwort auf diese beiden Fragen liefern. Mithilfe einer in vitro Simulation im Kausimulator soll geklärt werden, ob sich die beiden Präparationsformen und Materialien hinsichtlich der Zeitfestigkeit unterscheiden.

Zur Visualisierung der Interpretation der Ergebnisse, wurden diese dünnen Kauflächenveneers einer Finite Elemente Simulation unterzogen. Dadurch soll die Spannungsverteilung im Material und im Zahn bildlich dargestellt werden und die Ursache der Frakturen ermittelt werden. Die Finite-Elemente-Methode ermöglicht es, verschiedene Materialien mit unterschiedlichen Werkstoffparametern schnell und kosteneffizient zu testen. Ziel der Mikro CT Aufnahmen und der Finite Elemente Simulation der Restaurationen ist eine systematische Optimierung der Stabilität dieser Kauflächenveneers.

4 Material und Methoden

4.1 Material

4.1.1 Auswahl der Zähne

Die Versuche wurden mit kariesfreien, extrahierten menschlichen Molaren der zweiten Dentition durchgeführt, welche eine komplett erhaltene klinische Krone aufwiesen. Die Zähne waren komplett anonymisiert. Die Mehrheit der Zähne waren Weisheitszähne, welche weitgehend die gleiche Größe und Form der Krone hatten. Die Zähne wurden immer in einem feuchten Milieu aufbewahrt und nach jedem Arbeitsschritt wieder feucht gelagert.

Die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der LMU hat ihre Unbedenklichkeitserklärung für die Studie (130-16 UE) am 1.03.2016 ausgestellt.

4.1.2 Codierung der Proben

Insgesamt wurden 80 Proben im Kausimulator untersucht. Es wurden aus jedem der beiden Materialien 40 Proben hergestellt, von denen jeweils die Hälfte als Non-Präparation und die andere Hälfte als Stufe präpariert wurde.

Die Untersuchung der Proben auf Risse erfolgte jeweils nach den Zyklen 1, 10, 100, 1000, 10.000, 100.000, 200.000... bis 1.000.000. Anschließend wurden die Ergebnisse notiert. Die Codierung der einzelnen Proben erfolgte nach dem dargestellten Schema in Tabelle 4-1.

Erste Zahl	1	Non-Präparation
	2	Stufe
Zweite Zahl	3	Dentsply CELTRA Duo
	4	GC CeraSmart
Dritte und vierte Zahl	1-20	Probennummer

Tabelle 4-1 Codierung der Proben für die Kausimulation

Zum Beispiel steht die Codierung 2307 steht für die Probe Nr. 7, welche eine Stufenpräparation erhielt und mit einem Kauflächenveneer aus CELTRA Duo versorgt wurde.

4.1.3 Dentalkeramiken und Komposite

Bei der Auswahl der Werkstoffe für die Restaurationen, wurde jeweils ein Material mit einem hohem E-Modul und einem niedrigem E-Modul ausgewählt. Die Keramik als Werkstoff mit dem hohem E-Modul ist CELTRA Duo. CeraSmart ist der Werkstoff mit dem niedrigen E-Modul. Beide Materialien können Chairside verarbeitet werden. So kamen bei den Versuchen nur Keramiken, die keine weitere Bearbeitung, wie z. B. Glanzbrand oder Endkristallisation brauchen oder Kompositblöcke zum Einsatz. Die Werkstoffe waren alle optimiert für den Einsatz in einer CAD/CAM Fräseinheit. Sowohl die CAD Software CEREC SW4 und das CEREC Schleifsystem (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) unterstützten die Verarbeitung der Werkstoffe.

Die Mikro-CT Untersuchungen wurden mit der Hybridkeramik Lava Ultimate durchgeführt, da es hier weniger auf die werkstoffkundlichen Parameter der Keramik als auf deren Röntgenopazität ankam. Die Röntgenopazität ist, im Gegensatz zu CELTRA Duo oder CeraSmart, deutlich vom Schmelz, Dentin und Befestigungskomposit abgrenzbar. Dies ermöglicht, für die Finite-Elemente-Simulation, die automatische Segmentierung der Datensätze.

4.1.4 Lava Ultimate CAD/CAM

Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) ist ein Hybridkomposit, das speziell für die CAD/CAM Verarbeitung optimiert wurde (siehe Abbildung 4-1). Der Werkstoff besteht zu 80 Gewichtsprozent aus Nanokeramikpartikeln, die in eine Kunststoffmatrix eingebettet sind. Die Nanokeramikfüllkörper sind zusammengesetzt aus Siliziumoxidfüllern mit einer Größe von 20 nm, aus Zirkoniumdioxidfüllern mit einer Größe von 4 - 11 nm, und aus Agglomeraten der beiden Füllern. Die Biegefestigkeit liegt bei 200 MPa und die Indikation dieses Hybridkomposites liegt bei indirekten Einzelzahnrestauration, wie Inlays, Onlays und Veneers. Aufgrund von erhöhten Dezementierungsraten, ist Lava Ultimate nicht mehr für Vollkeramikronen sowie Implantatkrone indiziert (Gebrauchsanleitung Lava™ Ultimate CAD/CAM Restaurationsmaterial, 3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland).



Abbildung 4-1 Lava Ultimate CAD/CAM Keramikblock

4.1.5 CeraSmart

CeraSmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) ist ein neuer CAD/CAM verarbeitbarer Kompositblock (siehe Abbildung 4-2). Dieser Werkstoff stellt das Material mit niedrigem E-Modul dar. CeraSmart ist ein Hybridkomposit, die

sehr feinen (nano) Keramikpartikel sind in einer Kunststoffmatrix eingelagert. Die Hauptbestandteile sind Siliziumdioxid- und Bariumsilikatnanopartikel. Sie machen 71% des Gewichtes aus. Die Biegefestigkeit wird vom Hersteller mit 238 MPa angegeben. Die Indikationen dieser Hybridkeramik sind Kronen, Inlays, Onlays, Veneers und Implantatkronen.



Abbildung 4-2 CeraSmart CAD/CAM Kompositblock

4.1.6 CELTRA Duo

CELTRA Duo (DeguDent GmbH, Haunau-Wolfgang, Deutschland) ist eine CAD/CAM fräsbare Glaskeramik (siehe Abbildung 4-3). Werkstoffkundlich handelt es sich um eine zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik, in final kristallisiertem Zustand. Der Zirkonanteil beträgt 10 Gewichtsprozent. Die Biegefestigkeit beträgt 210 MPa, die jedoch durch einen optionalen Glanzbrand noch auf 370 MPa erhöht werden kann. Die Indikationen für diese Glaskeramik sind Einzelzahnrestorationen im Front- und Seitenzahngebiet, z. B. Inlays, Onlays, Veneers und Vollkeramikronen. Diese Keramik weist im Vergleich zum Kompositblock ein hohes E-Modul auf.



Abbildung 4-3 CELTRA Duo CAD/CAM Keramikblock

In der Tabelle 4-2 sind alle Materialien mit Details (Hersteller, Referenz, LOT und Verfallsdatum) dargestellt.

Material und Methoden

Hersteller	Produkt	Referenz	LOT	Verfalldatum
Ivoclar Vivadent	Variolink II Catalyst	yellow/Gelb (210/A3) dünnflüssig	LOT R68654	EXP 2015-03
Ivoclar Vivadent	Variolink II Base	yellow/Gelb (210/A3)	LOT S51844	EXP 2016-05
Ivoclar Vivadent	TOTAL ETCH Ätzel	37 % Phosphorsäure	LOT 11900	EXP 2016-09
Ivoclar Vivadent	Vita Ceramics Etch	5% Fluorwasserstoff	LOT 34320	EXP 2015-03
Dentsply DeTrey	Airblock	Ref 606.15.300	LOT T102000735	EXP 2015-10
3M ESPE	Sil	Silan Coupling Agent, 8 mL Liquid	LOT 506448	EXP 2016-02
Ivoclar Vivadent	Syntac Primer		LOT T05696	EXP 2016-08
Ivoclar Vivadent	Syntac Adhesive		LOT T10350	EXP 2016-08
Ivoclar Vivadent	Heliobond		LOT S40936	EXP 2018-09
3M ESPE	Lava Ultimate CAD/CAM	Ref 3314A2-HT A2-HT for Cerec Size 14L	LOT N400936	EXP 2017-06
3M ESPE	Lava Ultimate CAD/CAM	Ref 3314A3-LT A3-LT for Cerec Size 14L	LOT N538540	EXP 2018-11
Dentsply DeTrey	CELTRA Duo C14 LT A3	Ref 5365411025	Lot 18018143	EXP 2029-04
GC	CeraSmart A2 HT 14	Ref 008508	Lot 1407231	EXP 2019-07

Tabelle 4-2 Verwendete Materialien

4.2 Methoden

4.2.1 Vorversuche zur Darstellung der Keramikfraktur

Das Ziel der mechanischen Prüfung war festzustellen, ob die Proben die Belastung ohne sichtbaren Sprung oder Riss zu überdauern. Ein sichtbarer Sprung oder Riss des Kauflächenveneers wurde als Versagenskriterium "Sprung" definiert. Ein Abplatzen der Keramik wurde als "bulk fracture" gewertet.

Ein Abplatzen der Keramik, also der Bruch mit teilweise Verlust der Restauration, ist deutlich erkennbar.

Um die Risse und Sprünge in der Restauration darzustellen, wurden drei Methoden verglichen.

Die erste Möglichkeit ist die Durchleuchtung mit einer LED Lampe (LED-Lenser V12 mit Glasfaser-Lichtleiter, Syndicad Ingenieurbüro, München). Die Prüfkörper wurden ringsum seitlich durchleuchtet und selbst kleinste Haarrisse konnten so sichtbar gemacht werden.

Als weitere Methode zur Darstellung der Risse wurde versucht, die Risse in der Keramik mit einem Mikro-CT Scan sichtbar zu machen. Jedoch können bei der Darstellung der Kauflächenveneers, mit höchster Auflösung von 10 µm Voxelkantenlänge, keine Risse sichtbar gemacht werden.

Als dritte Möglichkeit der Darstellung der Risse in den Kauflächenveneers kommt eine Eindringprüfung in Frage. Dabei wurden die Proben für 10 Sekunden mit Methylenblau (Giemsa's Azur-Eosin-Methylenblaulösung, Merck KGaA, Darmstadt) gefärbt und anschließend abgewischt. Jedoch dringt die Methylenblaulösung nicht in die Risse ein.

4.2.2 Präparation der Zähne

Die Präparation der Molaren erfolgte mit einem Winkelstück unter stetiger Wasserkühlung. Der Schmelz der Molaren wurde okklusal bis auf das Dentin reduziert, um auf diese Weise Erosionen bis ins Dentin zu simulieren. Dies erfolgte mit einem Diamanten ellipsoider Form der Körnung mittel (107 μ m) (8379.314.023), die anschließende Glättung erfolgte mit einem feinen (46 μ m) Diamanten (379.314.023) (siehe Abbildung 4-4).

Diese Präparation soll klinisch die Erosionen und Abrasion der Zähne darstellen. Diese Präparation simuliert eine Abrasion des okklusalen Schmelzes bis in das Dentin und stellt die Ausgangssituation dar.

Nach dem Erosionsindex, ist auf mehr als der Hälfte des Zahnes freiliegendes Dentin. Dies simuliert also eine Grad 3 Erosion nach Lussi [Lussi et al., 2006]. Die erzeugte Läsion entspricht einem BEWE (Basic Erosive Wear Examination) Wert von 3. Dies entspricht einem deutlichem Zahnhartsubstanzverlust, bei dem mehr als die Hälfte der Oberfläche betroffen ist [Bartlett et al., 2008].

Die Ausgangssituation stellt somit ein Worst Case Szenario einer Erosion dar.

Klinisch gibt es zwei Alternativen diese Defekt mit Kauflächenveneers zu rehabilitieren. Die Zähne können so belassen werden wie sie sind (ohne Präparation) oder mit einer Stufe präpariert werden.

Die erste Gruppe von Zähnen, bei der nur okklusal der Schmelz anatomisch bis in das Dentin reduziert wird, stellt klinisch die Non-Präparations Variante dar. Der präparierte Zustand des Zahnes ist der Defekt, welche keiner weiteren Präparation bedarf zur Aufnahme des Kauflächenveneers. Die Abbildung 4-6 stellt die Non-Präparation dar.

Die zweite Gruppe von Zähnen, wurde des Weiteren zirkulär mit einer Stufe präpariert, die jedoch immer noch im Schmelz endete. Diese Präparationsform

Material und Methoden

ist die klassische Stufe für Vollkeramikrestorationen. Die Breite der Stufe beträgt die Hälfte des Präparationsdiamanten, also 1mm. Die Abbildung 4-7 stellt die Stufenpräparation dar. Die Stufenpräparation erfolgte mit einem Diamanten der Form "Konisch mit abgerundeter Kante/Tapered with rounded edge" einer mittleren Körnung, finieren mit feiner Körnung (siehe Abbildung 4-5).

Die Einzelheiten zu den verwendeten Diamanten sind in der Tabelle 4-3 dargestellt.

Material und Methoden

Form	Körnung	Hersteller	Artikelnummer
Ellipsoid (Egg/Football)	Mittel (107µm)	Komet Dental, Gebr. Brasseler, GmbH & Co, Lemgo, Deutschland	8379.314.023 ISO806314277524023
Ellipsoid (Egg/Football)	Fein (46µm)	Komet Dental, Gebr. Brasseler, GmbH & Co, Lemgo, Deutschland	379.314.023 ISO806314277514023
Konisch mit abgerundeter Kante	Mittel (107µm)	Komet Dental, Gebr. Brasseler, GmbH & Co, Lemgo, Deutschland	845KR.314.021 ISO806314544524021
Konisch mit abgerundeter Kante	Fein (46µm)	Komet Dental, Gebr. Brasseler, GmbH & Co, Lemgo, Deutschland	8845KR.314.021 ISO806314544514021

Tabelle 4-3 Verwendete Diamanten zur Präparation

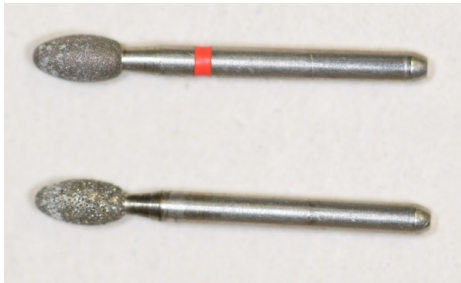


Abbildung 4-4 Diamanten der Form Egg/Football

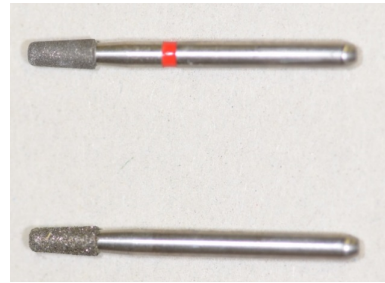


Abbildung 4-5 Diamanten der Form "Konisch mit abgerundeter Kante"



Abbildung 4-6 Non-Präparation



Abbildung 4-7 Stufenpräparation

4.2.3 Herstellung der Kauflächenveneers für die Kausimulation und die Mikro-CT Versuche

Die präparierten Zähne wurden im Bereich der Wurzel in Silikon Optosil Comfort Putty (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) gefasst und anschließend kurz mit Hilfe eines Luftbläfers trocken gepustet. Dann folgte die Digitalisierung der Präparation mit der CEREC Omnicam und dem CEREC AC Gerät (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) (siehe Abbildung 4-8). Die Software zur Aufnahme und Herstellung der Restaurationen war die CEREC SW4 (Version 4.2.4.72301). Für jede Restauration wurde das jeweilige Material ausgewählt, entweder CeraSmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) oder CELTRA DUO (DeguDent GmbH, Haunau-Wolfgang, Deutschland). Für die Mikro-CT Versuche wurde Lava Ultimate CAD/CAM (3M ESPE Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) benutzt. Als Konstruktionsmodus wurde "Biogenerik Kopie" ausgewählt. Als Restaurationstyp wurde Inlay/Onlay ausgewählt und je nach vorhandenem Molar, der entsprechende Zahn in der Software eingestellt. Nach der Aufnahme der Präparation mit der CEREC Omnicam, wurde eine dünne Schicht von ungefähr 0,5 mm Yeti Modellierwachs (Yeti Wachs Ashfree blue IQ, YETI Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland) auf die Stümpfe aufgetragen. Diese Schicht Wachs diente der Simulation des Kauflächenveneers (siehe Abbildung 4-11). Die aufgewachste Restauration diente der Software als Vorlage für das Design des Kauflächenveneers. Die aufgewachste Modellation wurde wieder mit der CEREC Omnicam eingescannt. Nach dem Herstellen des digitalen Abdruckes, wurde dieser am Computer weiterbearbeitet (siehe Abbildung 4-12). Das Modell wurde getrimmt und die Einschubrichtung des Modells wurde automatisch festgelegt.

Anschließend erfolgte das Markieren des Präparationsrandes. Die Darstellung des Präparationsrandes erfolgte automatisch durch die Software (siehe Abbildung 4-10). Der eingezeichnete Rand wurde kontrolliert und

Material und Methoden

gegebenenfalls manuell korrigiert. Die Einstellungen für die Restaurationen stehen in der Tabelle 4-4. Der empfohlene Spacer für keramische Restaurationen liegt bei 80 µm. Nur so wird sichergestellt, dass die Restaurationen nicht punktuell an einer Stelle aufliegen und eine Rissbildung begünstigen. Nach den ersten Versuchen hat sich 100 µm als ideal erwiesen, da nach Mikro-CT Kontrolle der Proben, kein direkter Kontakt zwischen Zahn und Restauration bestand.

Spacer	100 µm
Klebefuge	20 µm
Okklusaler Schleifoffset	0 µm
Approximale Kontaktstärke	0 µm
Okklusale Kontaktstärke	0 µm
Mindeststärke (radial)	500 µm
Mindeststärke (okkusal)	500 µm
Randverstärkung	50 µm

Tabelle 4-4 Einstellung für das Design der Restaurationen

Anschließend wurden die von der Software vorgeschlagenen Kauflächenveneers weiter individualisiert. Hier wurde besonders darauf geachtet, keine ausgeprägten Höcker zu gestalten um eine gleichmäßige Schichtstärke zu erhalten. Bei gleichmäßiger Schichtstärke treten nur Druckbelastungen auf und keine Zugbelastungen, wie sie bei Höckern auftreten können. Mit Hilfe der Werkzeuge "Auftragen", "Glätten" und "Abtragen" wurden die Restaurationen auf die gewünschten Schichtstärken modelliert (siehe Abbildung 4-12). Das Kauflächenveneer sollte an keiner Stelle die Schichtstärke von 0,5mm unterschreiten und die Schichtstärke von 0,8 mm nicht überschreiten (siehe Abbildung 4-13). Die mittlere Schichtstärke lag bei 0,5 mm. Die Schichtstärke wurde mit dem Analysewerkzeug "Cursordetails" und mit dem Schnitt durch die Restauration überall kontrolliert (siehe Abbildung 4-14). So wurde für jeden Zahn und jede Präparation (Stufe und Non-Präparation) ein Kauflächenveneer in

Material und Methoden

der Schichtstärke zwischen 0,5 und 0,8mm hergestellt. Es wurden die Schleifoptionen "Normales Schleifen" und "Veneer Modus" ausgewählt und die Schleifposition günstig für die Abstichstelle gewählt (siehe Abbildung 4-15).

Die Schleifeinheit CEREC inLab MC XL (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) stellte die Kauflächenveneers her (siehe Abbildung 4-16). Der Schleifersatz bestand aus dem Step Bur 12 S und dem Cyl. Pointed Bur 12 S (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich). Bei dem Fräsvorgang zerbrachen jedoch einige Restaurationen. Die Kauflächenveneers frakturierten entweder an der Abstichstelle oder nach dem fertigen Fräsvorgang, wenn sie auf das Schleifkammersieb fielen. Die hergestellten Kauflächenveneers wurden mit Hilfe einer LED Lampe (LED-Lenser V12 mit Glasfaser-Lichtleiter, Syndicad Ingenieurbüro, München) auf Sprünge überprüft. Anschließend wurde die Passgenauigkeit auf dem präpariertem Stumpf kontrolliert.



Abbildung 4-8 Cerec Gerät mit Omnicam

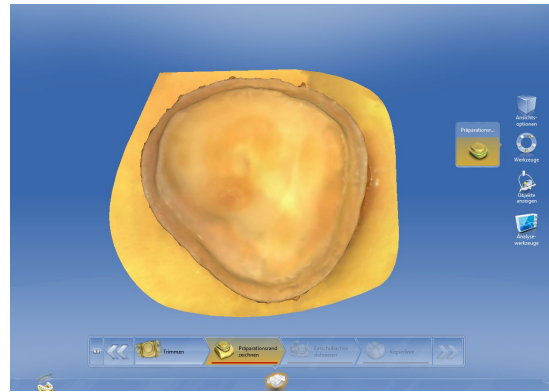


Abbildung 4-9 Eingescannte Präparation

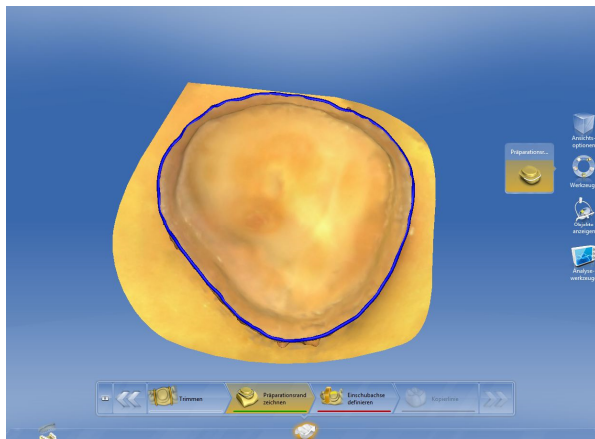


Abbildung 4-10 Präparationsrand
angezeichnet



Abbildung 4-11 Wachsmodellation
des Kauflächenveneers

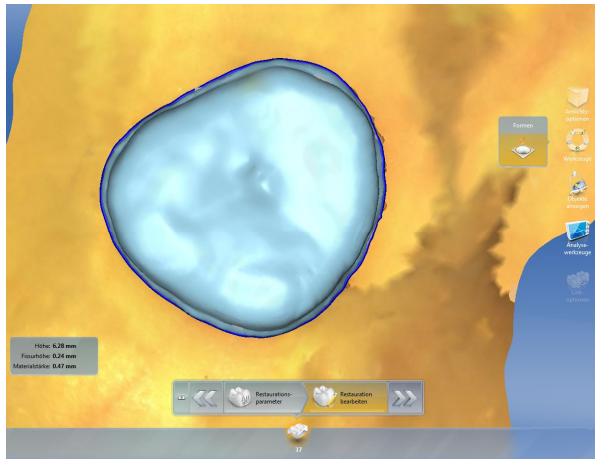


Abbildung 4-12 Gestalten der Restauration



Abbildung 4-13 Fertig gestaltete Restauration

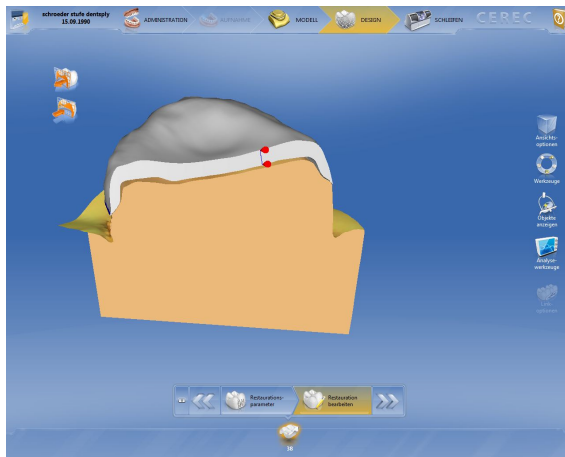


Abbildung 4-14 Überprüfen der Schichtstärke



Abbildung 4-15 Auswahl der Abstichstelle

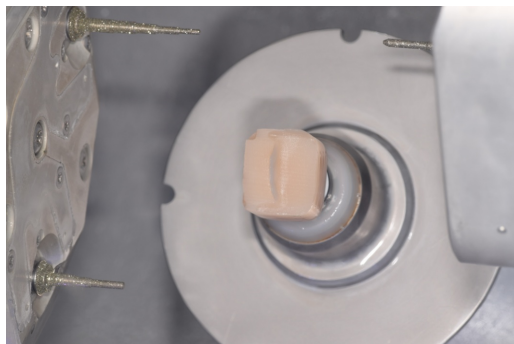


Abbildung 4-16 Fräsvorgang in der Schleifeinheit CEREC inLab MC XL

4.2.4 Politur und Ausarbeitung der Kauflächenveneers

Nach dem Schleifvorgang, wurde die Abstichstelle zum CAD/CAM Block mit einem Winkelstück unter Wasserkühlung entfernt. Die Abbildung 4-17 stellt einen abgebrochenen Schleifvorgang dar und veranschaulicht den Fräsvorgang aus den Blöcken. Die Abstichstelle wurde anschließend mit einem diamantierten Rotringdiamanten geglättet bis die Schichtstärke des Kauflächenveneers erreicht wurde. Ohne wesentliche Veränderung der Schichtstärke der Restauration, wurde die Oberfläche auf Hochglanz poliert. Die Politur fand bei niedriger Drehzahl (8000 min^{-1}) mit diamantkorndurchsetzten Keramikpolieren (Ref 94002F 104 170, Lot 124069 Komet Dental Gebr. Brasseler GmbH & Co, Lemgo, Deutschland) statt. Dann wurde die Oberfläche mit diamantierter Polierpaste (DirectDia Paste, Shofu Inc. Kyoto, Japan) und einer weichen Ziegenhaarbürste (Ref 9638.104.120 Komet Dental Gebr. Brasseler GmbH & Co, Lemgo, Deutschland) bearbeitet. Die Politur wurde, klinisch relevant bis auf sichtbaren Glanz durchgeführt. Die polierten und gesäuberten Kauflächenveneers waren somit vorbereitet für die adhäsive Befestigung.

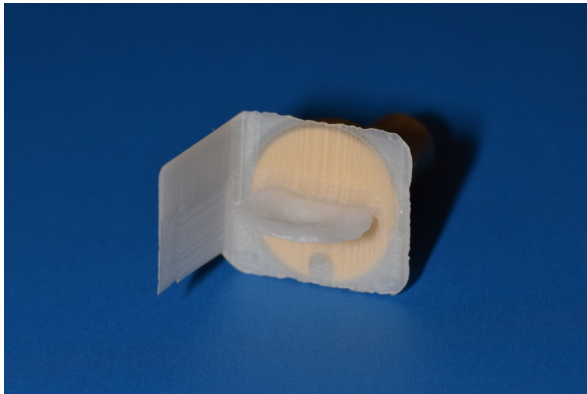


Abbildung 4-17 Teilweise fertig gestelltes Veneer. Der Schleifvorgang wurde abgebrochen, um die Herstellung des Veneers zu demonstrieren

4.2.5 Vorbehandlung der Molaren

Zur Aufnahme der indirekten Restaurationen, wurde die Stümpfe mit einem Total-Etch System der 4. DBA (Dentin-Bonding-Agent) Generation vorbereitet. Die Stümpfe wurden alle mit einem Bürstchen und der fluoridfreien Zircate Prophy Paste (DENTSPLY DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) gereinigt. Dann wurde der Zahn mit Phosphorsäuregel Total Etch 37% (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) angeätzt, der Schmelz für 30 s und das Dentin für 15 s (Total Etch). Das Säuregel wurde anschließend gründlich mit einem Wasserstrahl entfernt und der Stumpf wurde kurz mit ölfreier Luft getrocknet. Dann begann das Auftragen des Dentin-Bonding nach Gebrauchsanweisung. Syntac Primer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurde mit einem Einmalpinsel aufgetragen, für 15 s belassen und kurz verblasen. Danach wurde Syntac Adhesive (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) aufgebracht und für 10 s eingerieben. Als letzter Schritt wurde Heliobond (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) dünn aufgetragen und zu einer dünnen Schicht verblasen, aber nicht polymerisiert. Der vorbehandelte Stumpf wurde anschließend während dem Anmischen des Befestigungskomposites in einer Lichtschutzbox zwischengelagert, um eine frühzeitige Polymerisation des Heliobonds zu verhindern.

4.2.6 Vorbehandlung der Kauflächenveneers für die Kausimulation

Die Kauflächenveneers aus CELTRA DUO (Dentsply, Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Deutschland), wurden nach Gebrauchsanweisung für die adhäsive Befestigung vorbereitet. Die Restaurationen wurden mit Ethanol gereinigt und anschließend getrocknet. Dann wurde 5%ige Flusssäure (Vita Ceramics Etch, 5% Fluorwasserstoff, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) auf die Innenflächen der Keramik aufgetragen und nach 30 s Einwirkzeit mit reichlich Wasser abgesprüht.

Anschließend wurde die Restaurationen mit einem Wasserstrahl gereinigt und mit ölfreier Luft getrocknet. Dann folgte die Silanisierung der Innenflächen mit 3M ESPE Sil (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland). Das Silan, welches mit einem Einmalpinsel dünn aufgetragen wurde, trocknete 5 min lang bei Raumtemperatur. Somit konnte die vollständige Verflüchtigung der Lösungsmittel gewährleistet werden.

Die Kauflächenveneers aus CeraSmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) wurden ebenfalls nach Gebrauchsanweisung für die adhäsive Befestigung auf den Stümpfen vorbereitet. Die Veneers wurden mit Aluminiumoxid (Nr. 230, Hasenfratz, Aßling, Deutschland) der Korngröße 50µm bei 1,5 bar sandgestrahlt. Die Restaurationen wurden mit ölfreier Luft und Ethanol gesäubert. Zur Herstellung des adhäsiven Verbundes, wurden die Restaurationen mittels Ceramic Primer II (GC Corporation, Tokyo, Japan) silanisiert. Das Silan wurde als dünne Schicht mit einem Microbrush auf die Verbundfläche aufgetragen und der Überschuss vorsichtig verblasen.

4.2.7 Adhäsive Befestigung der Kauflächenveneers

Nach erfolgter Vorbehandlung der Zähnen und der Restaurationen, wurden die Kauflächenveneers alle adhäsiv auf den präparierten Zähnen befestigt. Auf einer Glasplatte wurde das dualhärtende Komposit Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) angemischt. Base (gelb 210/A3) wurde mit dem Katalysator (gelb 210/A3, dünnflüssig) in dem Mischungsverhältnis von 1 zu 1 angemischt. Das Befestigungskomposit wurde anschließend mit einem Einmalpinsel auf die Restauration aufgetragen, welche dann mit Fingerdruck auf dem Stumpf positioniert wurde. Unter ständigem leichten Fingerdruck, wurden die Kompositüberschüsse mit einem Wattepellet entfernt und auf die Klebefuge

Material und Methoden

wurde Glyceringel (Airblock, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) aufgebracht. Dann erfolgte die Polymerisation des Komposites mit Hilfe einer Halogen Lampe PolyLUX II (Kavo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland. Die Halogen Lampe wurde regelmäßig kontrolliert. Die Intensität der Lichtquelle betrug immer mindestens 800 mW/cm² Die Belichtung fand jeweils für 20 s von okklusal, mesial und distal statt.

4.2.8 Ausarbeitung und Politur der adhäsiv eingegliederten Restaurationen

Nach dem Eingliedern der Kauflächenveneers und Entfernen der Komposit-Überschüsse, wurde die Klebefuge mit feinen Keramikpolierern (Komet Dental Gebr. Brasseler GmbH & Co, Lemgo, Deutschland) bearbeitet. Die endgültige Hochglanzpolitur erfolge mit einer Prophylaxebürste (Ref. 9672.000.060 Komet Dental Gebr. Brasseler GmbH & Co, Lemgo, Deutschland) und diamantierter Polierpaste (DirectDia Paste, Shofu Inc. Kyoto, Japan). Die Abbildung 4-18 stellt eine fertige Probe dar.

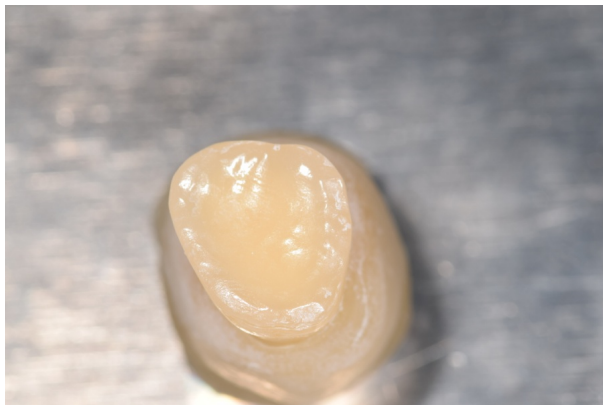


Abbildung 4-18 Poliertes und adhäsiv befestigtes Kauflächenveneer

4.2.9 Vorbereitung der Probenhalter und der Antagonisten

Die Probenhalter wurden zum besseren Verbund mit den Befestigungskunststoffen mit dem Rocatec-Verfahren (Rocatec delta, 3M

Material und Methoden

ESPE AG, Seefeld, Deutschland) silikatisiert. Als Strahlmittel wurde Rocatec Pre (3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland) und als Beschichtungsstrahlmittel Rocatec Plus (3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland) verwendet. Nach dem Silikatisieren, wurden die Probenhalter silanisiert (3M ESPE Sil (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland)).

Als Antagonisten wurden während der gesamten Versuche Degussit Kugeln (Frialit Degussit, Mannheim, Deutschland) verwendet. Diese hochverdichteten Aluminiumoxidkeramikugeln haben einen Durchmesser von 5mm. Die Keramikugeln wurden mit Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) befestigt und kurz im Drucktopf ausgehärtet (siehe

Abbildung 4-19). Die Materialeigenschaften der Antagonisten wurden in der Tabelle 4-5 zusammengefasst.

Degussit AL23 Al ₂ O ₃	
Knoop Härte	23000 MPa
Druckfestigkeit	3000 MPa
Biegebruchfestigkeit	300 MPa
Elastizitätsmodul	380 GPa

Tabelle 4-5 Materialeigenschaften der Antagonisten

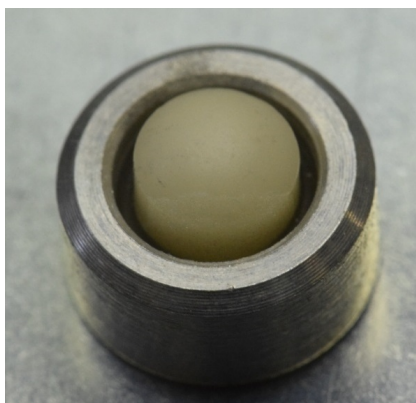


Abbildung 4-19 Antagonist

Die präparierten Molaren mussten für die Kausimulation alle auf der gleichen Höhe in den Probenhaltern befestigt werden. Die Probenhalter wurden in ein Fräsgerät (Fräsgerät F1, Degussa) eingespannt und die Zähne auf die Arbeitsplatte gelegt (siehe Abbildung 4-20). Dann wurden die Probenhalter mit den Zähnen auf einer festeingestellten Höhe mit lichthärtendem Komposit verbunden und polymerisiert. Die Abbildung 4-21 stellt eine fixierte Probe dar.

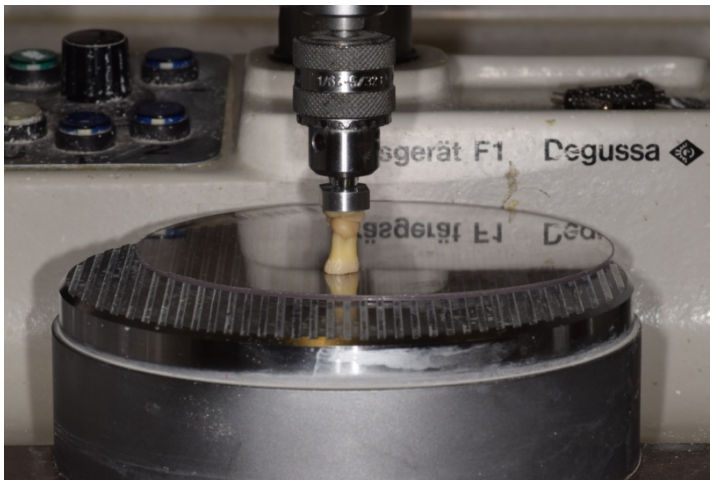


Abbildung 4-20 Befestigung der Proben



Abbildung 4-21 Präparierter Zahn auf dem Probenhalter fixiert, mit Wachsmodellation

4.2.10 Thermocycling der Zähne mit den Restaurationen

Bevor die Proben in den Kausimulator kamen, wurden alle Proben für 2000 Zyklen einem Temperatur-Wechselbad unterzogen. Dies erfolgte in einem Thermocycler (Thermocycler T300, Syndicad Ingenieurbüro, München). Das Thermocycling der Zähne fand in bidestilliertem Wasser statt, welches auf der einen Seite 5°C und auf der anderen Seite 55°C hatte. Dabei tauchten die Proben komplett jeweils 30s in das warme Wasser und 30s in das kalte Wasser ein. Die Tropfphase dazwischen betrug 5s.

4.2.11 Mechanische Prüfung im Kausimulator

4.2.11.1 Einstellung des Kausimulatoren

Nach dem Thermocycling wurden die Proben auf mögliche Risse oder Schäden überprüft. Alle hergestellten Proben überlebten das Temperatur-Wechselbad ohne Risse. Die Proben wurden anschließend in den jeweiligen Halterungen für die Kausimulatoren fixiert und festgeschraubt. Die mechanische Prüfung der hergestellten Prüfkörper dient der Überprüfung der Zeitfestigkeit der Kauflächenveneers. Die verwendeten Kausimulatoren waren MUC III (Willytec MUC III, Willytec GmbH, Pürgen), Gemini I und Gemini II. Diese Kausimulatoren besitzen vier getrennte Probenkammern und der Antrieb erfolgt pneumatisch. Jede Kammer kann mit unterschiedlichen Gewichten belastet werden. Gemini (Kausimulation KS-VH10, Syndicad Ingenieurbüro, München) I und II sind baugleich und die Konstruktion ist stabiler als bei MUC III (siehe Abbildung 4-22). Diese Kausimulatoren führen sowohl eine horizontale als auch vertikale Bewegung durch. Die horizontale Bewegung betrug 0,5 mm und wurde mit Hilfe einer Fühlerlehre eingestellt und regelmäßig kontrolliert. Die vertikale Bewegung wurde so eingestellt, dass beim Kontakt der Agonisten und Antagonisten, die gesamte Kraft auf die Antagonisten übertragen wird. Die Abwärtsbewegung erfolgt über den zentralen Hubzylinder und wird über eine Abluftdrossel geregelt. Während der Auseinanderbewegung wurden die Proben entlastet und es bestand kein Kontakt zwischen dem Antagonisten und dem Prüfkörper. Jeder Prüfkörper wurden jeweils mit einer Kraft von 50 Newton belastet.

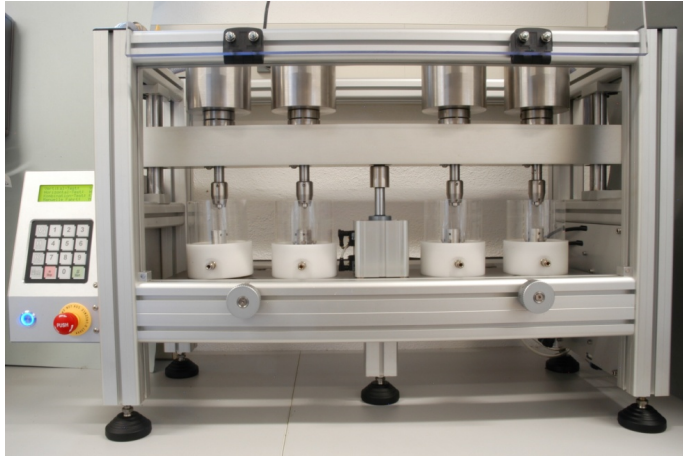


Abbildung 4-22 Kausimulator

4.2.11.2 Einstellung der Proben

Die Antagonisten wurden eingespannt und die jeweiligen Proben so justiert, dass die Degussit-Kugel die Zentralfissur der Kauflächenveneers belastet. Anschließend wurden die Antagonisten horizontal nachjustiert, um zu gewährleisten, dass der Kontakt bei allen Proben gleichmäßig und gleichzeitig erfolgt. Die Abbildung 4-23 und Abbildung 4-24 zeigen diesen Vorgang. Die Zähne mit den Kauflächenveneers wurden jeweils in einer Kammer fixiert, die mit einem Plexiglaszylinder umschlossen war. Diese Kammern wurden mit bidestilliertem Wasser gefüllt und während der gesamten Versuchsreihe wurde sichergestellt, dass die Proben komplett mit Wasser bedeckt waren.

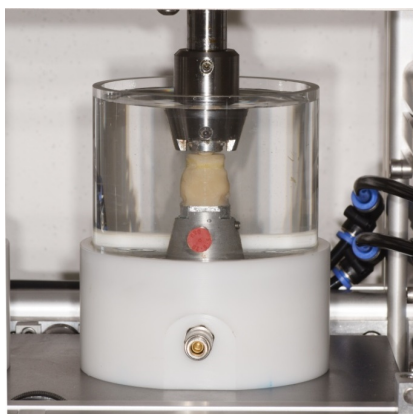


Abbildung 4-23 Einspannen der Proben im Kausimulator

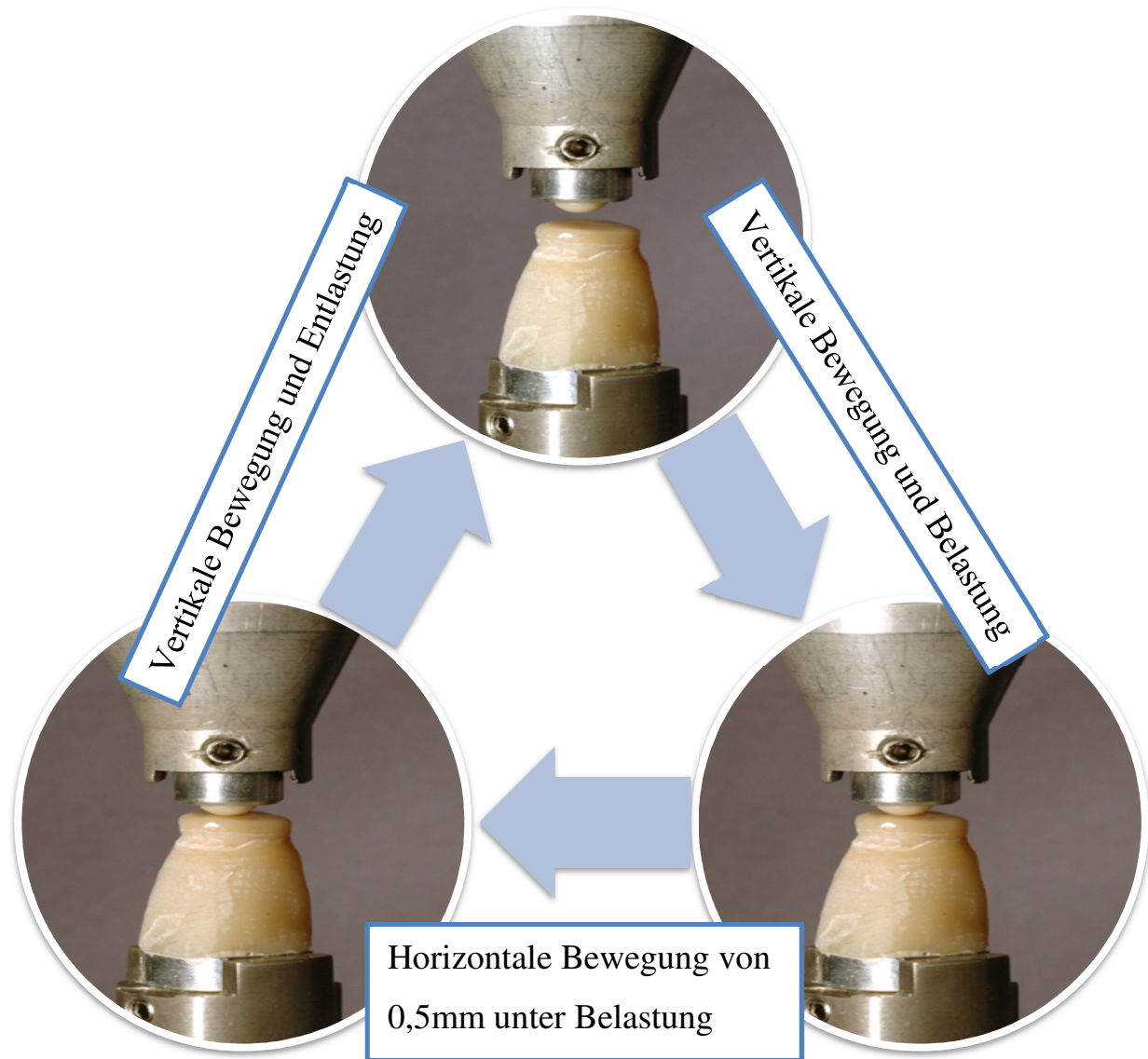


Abbildung 4-24 Bewegungsablauf im Kausimulator

4.2.12 Kontrolle der Proben nach mechanischer Prüfung

Das Ziel der mechanischen Prüfung war festzustellen, ob die Proben die Belastung ohne sichtbaren Sprung oder Riss zu überdauern. Die Kontrolle der Restaurationen wurde mit einer LED Lampe (LED-Lenser V12 mit Glasfaser-Lichtleiter, Syndicad Ingenieurbüro, München) durchgeführt. Die Prüfkörper wurden ringsum seitlich durchleuchtet und auf Sprünge kontrolliert. In Abbildung 4-25 sieht man die okklusalen Sprünge in dem Kauflächenveneer, die bei der Kontrolle sichtbar wurden.

Material und Methoden

Die Prüfkörper durchliefen alle 10^6 Zyklen. Die optische Kontrolle der Proben erfolgte nach folgenden Zyklen: 1, 10, 100, 1000, 10.000, 100.000, 200.000, 300.000, 400.000, 500.000, 600.000, 700.000, 800.000, 900.000, 1.000.000.

Ein sichtbarer Sprung oder Riss des Kauflächenveneers wurde als Versagenskriterium "Sprung" definiert. Ein Abplatzen der Keramik wurde als "bulk fracture" gewertet.

Zur Qualitätssicherung, wurde eine Checkliste erstellt (siehe Abbildung 4-26). Damit wurde bei allen Zyklen kontrolliert, ob keine Fehler vorliegen.



Abbildung 4-25 Darstellung der Risse mittels LED Seitenlicht

Checkliste Kausimulator

Zyklen	0	10	100	1000	10000	100000	200000	300000	400000	500000	600000	700000	800000	900000	1000000
Ölstand kontrolliert															
Horizontale Bewegung (0,5cm)															
Kontakt Kugel und Probe vorhanden															
Probe fest am Probenhalter															
Proben komplett im Wasser															
Kontrolle der Proben auf Risse mittels LED <u>Seitenlicht</u> , zirkulär um die Probe herumfahren. (Legende: 0=intakt, 1=Riss, X=Fraktur= <u>bulk fracture</u>)															
<u>Probennr.</u>															
<u>Probennr.</u>															
<u>Probennr.</u>															
<u>Probennr.</u>															

Abbildung 4-26 Checkliste Kausimulator

4.2.13 Finite Elemente Analyse der Proben

4.2.13.1 Probenherstellung für die Mikro-CT Versuche

Die Kauflächenveneers für die Mikro-CT Untersuchung aus Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, Deutschland), sind nach Gebrauchsanweisung für die adhäsive Eingliederung vorbereitet worden. Die Innenflächen der Restaurationen wurden mit Aluminiumoxid (Nr. 230, Hasenfratz, Aßling, Deutschland) der Korngröße 50 µm sandgestrahlt. Das Sandstrahlen erfolgte bis die gesamte Klebefläche matt erschien bei einem Druck von 2 bar. Dies erfolgte mit einem Sandstrahlgerät (P-G 400, Harnisch+Rieth GmbH, Winterbach, Deutschland).

4.2.14 Erfassung der Rohdaten und Segmentierung mittels ITK, Fiji and itk-SNAP

Die 3D Daten der Probe wurden mit einem Mikro-CT Scanner (Scano Micro CT 40) generiert. Die Einstellungen waren 70 kV, 114 μ A und die räumliche Auflösung betrug 40x40x40 μ m. Die Abbildung **4-27** veranschaulicht den Scanvorgang. Für die Finite Elemente Analyse ist es nötig, die verschiedenen Materialien voneinander zu trennen. Dies erfolgt anhand der röntgenologischen Dichte der Materialien. Wenn die Klebefuge nicht dargestellt werden konnte, wurden Scans vor und nach dem Kleben des Kauflächenveneers durchgeführt. So konnte die Klebefuge getrennt werden vom Zahn und dem Kauflächenveneer. Anschließend konnten die beiden Scans voneinander subtrahiert werden, um die Segmentierung zu ermöglichen.

Die CT Daten wurden mittels dem Open Source Programm Fiji (GitHub, Inc) importiert und aufbereitet. Die Daten wurden anschließend unterteilt in Kauflächenveneer, Befestigungskomposit, Schmelz und Dentin. Die Segmentierung dreidimensionalen Daten erfolgte mit dem Open Source Programm ITK (Insight Software Consortium) und itk-snap.



Abbildung 4-27 Mikro CT Aufnahmen der Probe mit und ohne Kauflächenveneer

4.2.15 Vernetzungsprozess (meshing) mit octave und iso2mesh

Mit diesem segmentierten Datensatz, wird ein tetraedrisches Netz generiert. Dieses Mesh stellt die Volumina der verschiedenen Materialien (Schmelz, Dentin, Restauration, Befestigungskomposit) dar. Diese Berechnung fand mit dem Open Source Programm Octave (GNU, General Public Licence) statt. Die Einstellungen bezüglich der Netzdichte (Mesh) und Genauigkeit wurden in einer gesonderten Konfigurationsdatei gespeichert. Die Verknüpfung der einzelnen Datensätze erfolgte mit dem Open Source Programm iso2mesh. Für die FEA wurden kleinere Tetraheder benutzt als in Abbildung 4-28 bildlich dargestellt.

Gelb: Kauflächenveneer

Blau: Befestigungskomposit

Rot: Schmelz

Grün: Dentin

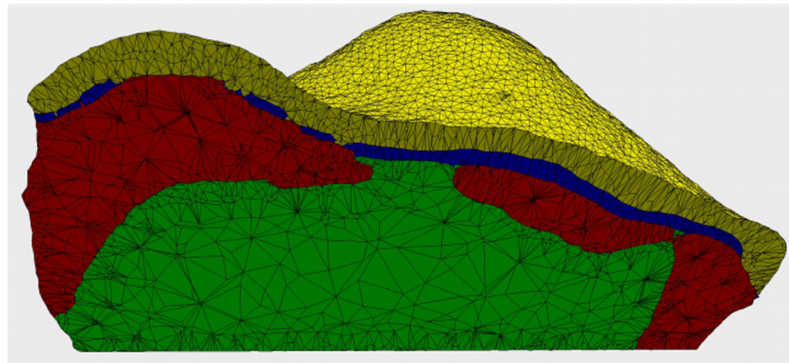


Abbildung 4-28 Tetraedrisches Mesh

4.2.16 Finite Elemente Analyse mit dem Solver z88

Mit dem Programm z88 (Prof. Dr.-Ing. Frank Rieg, Open Source) wurde eine Belastung von 100 N mittig auf das Kauflächenveneer ausgeübt (siehe Abbildung 4-29). Die Belastung erfolgte über einen virtuellen Kugelantagonisten von 3 mm Durchmesser. Die Kraftvektoren strahlen 3mm von dem Mittelpunkt der Kugel aus. Den Materialien wurden werkstoffkundliche Eigenschaften zugeteilt. Das Young Modul von Keramik betrug 95 GPa, von Schmelz 84.1 GPa, von Dentin 18.6 GPa und vom Befestigungskomposit 5.0 GPa. Der Solver z88 berechnet die Finite Elemente Simulation.

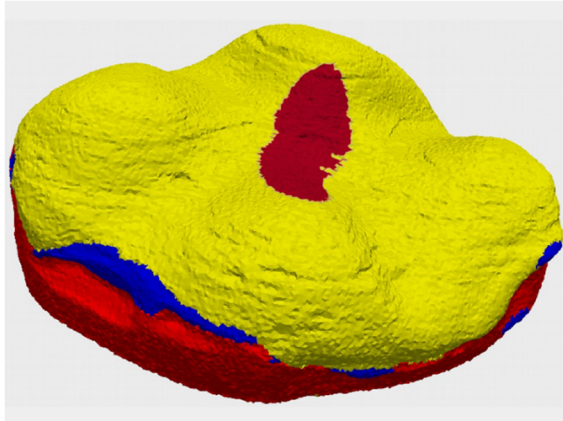


Abbildung 4-29 Darstellung der Kraftvektoren (rot) der okklusalen Belastung

4.2.17 Analyse und visuelle Darstellung der Resultate mit scipy und Paraview

Die Datensätze wurde mit dem Open Source Programm Paraview (Sandia Corporation, Kitware Inc.) bearbeitet. Dieses Programm visualisiert die Ergebnisse der Finite Elemente Simulation. Die Spannungsverteilung wurde farblich und interaktiv dargestellt. Hauptsächlich wurde die maximale Hauptspannung untersucht, um mögliche Spannungsspitzen und somit kritische Schwachstellen bildlich zu belegen. Die Resultate wurden gewichtet je nach Volumen des individuellen Tetraeders und anschließend statistisch ausgewertet. Die mathematische Auswertung der FEM-Daten wurde mit dem Open Source Programm scipy durchgeführt. Die maximale Hauptspannung und die Zugfestigkeit kann herangezogen werden, um die Wahrscheinlichkeit eines Bruches vorherzusagen.

4.2.18 Statistische Auswertung

Die Daten wurden mit Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) verarbeitet.

Material und Methoden

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe des Programmes R (R Foundation).

Die Überlebenswahrscheinlichkeit wurde mit der Kaplan-Meier-Methode errechnet.

Es wurden zwei Versagenskriterien definiert:

1. Sprung
2. Bruch (Bulk Fracture)

4.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Kaplan-Meier-Schätzer. Diese Lebensdaueruntersuchung wurde 1958 von Edward Kaplan und Paul Meier beschrieben. Diese Methode dient zum Schätzen der Überlebenswahrscheinlichkeit [Kaplan et al., 1958]. Charakteristisch für eine Lebensdaueruntersuchung ist, dass das Risiko, dass ein bestimmtes Ereignis eintritt, mit der Zeit variiert. Dabei handelt es sich um eine nicht parametrische Schätzung. Da bei klinischen Studien, Patienten aussteigen können oder das Ereignis (Tod) nicht während dem Beobachtungsintervall auftreten muss, werden solche Fälle als zensiert gewertet. Bei diesen zensierten Überlebenszeiten ist das Ereignis nicht während der Beobachtungsdauer aufgetreten. Man weiß also nicht, wann (oder ob überhaupt) das Ereignis stattfinden wird. Diese Zensur erschwert das Berechnen des Kaplan-Meier-Schätzers S . Außerdem wird die Schätzung der Überlebenswahrscheinlichkeit mit jedem eintreffenden Ereignis geringer, da sich die Anzahl der beobachtbaren Proben verringert. Graphisch stellt sich das als ein breites Konfidenzintervall dar. Das Konfidenzintervall wird aus dem Standardfehler berechnet und steht für die Genauigkeit der Kaplan-Meier-Schätzung. Die Überlebensrate $S(t)$ steht für

die Proben, welche die ganze Studie ohne Ereignis überstanden haben. Der Kaplan-Meier-Schätzer \hat{S} errechnet sich mathematisch aus dieser Überlebensrate und ist definiert durch folgende Formel:

$$\hat{S}(t) = \prod_{t_{(i)} \leq t} \frac{n_i - d_i}{n_i} = \prod_{t_{(i)} \leq t} \left(1 - \frac{d_i}{n_i}\right)$$

$\hat{S}(t)$ = Kaplan-Meier-Schätzer zum Zeitpunkt t

d_i = Anzahl der Proben, bei denen das Ereignis zum Zeitpunkt $t_{(i)}$ eingetreten ist

n_i = Anzahl der Proben unter Risiko zum Zeitpunkt $t_{(i)}$

\prod = Produkt der Kaplan-Meier-Schätzer zum Zeitpunkt t

$t_{(i)} \leq t$ = Sortierung der Zeitpunkte t der Ereignisse

[Altman et al., 1998, Rothman et al., 2008]

4.4 Logrank-Test

Um mehrere Kaplan-Meier-Schätzer zu vergleichen, wurde der Logrank-Test ausgewählt. Dieser Logrank-Test ist ein nicht-parametrischer Test, welcher zwei oder mehr Überlebenszeitanalysen miteinander vergleicht. Dazu wird nicht ein bestimmter Zeitpunkt miteinander verglichen, sondern der gesamte Beobachtungszeitraum. Graphisch werden also beide Kaplan-Meier-Schätzer dargestellt und verglichen [Mantel, 1966].

4.5 Aufbereitung der Daten zum Vergleich mit der Dissertation von Dr. Schäfer

Diese Studie wurde mit den Ergebnissen von Dr. Schäfer verglichen. In der aktuellen Studie wurden die Proben häufiger untersucht und dadurch sind die Untersuchungsintervalle kleiner. Die Anpassung der Intervalle erforderte folgendes Vorgehen.

Nach einer Konsultation mit Herr Dr. rer. biol. hum. Markus Pfirrmann, M.Sc. (Institut für medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie, Lehrstuhl für Biometrie und Bioinformatik, Marchioninistr. 15, 81377 München) ist die akkurateste Methode folgende:

Alle Ereignisse, die bei den neuen Daten, zwischen 100.000 und 1 Mio. Zyklen aufgetreten sind, wurden so gewertet, als wäre das Ereignis erst nach 1 Mio. Zyklen beobachtet worden. Somit wurden die Zwischenmessungen für den Vergleich ausgeklammert und nur die Zyklen miteinander verglichen, welche bei beiden Datensätzen vorhanden sind.

Wenn zum Beispiel, ein Ereignis (Riss) nach 400.000 Zyklen bei einer Probe aufgetreten ist, wurde der Riss so gewertet, als wäre er nach 1 Mio. Zyklen aufgetreten.

5 Ergebnisse

5.1 Thermocycling

Alle Proben überlebten das Temperaturwechselbad. Es gab keine Verluste der adhäsiv befestigten Restaurationen. Anschließend wurden alle Proben auf Sprünge kontrolliert. Dabei zeigte sich kein sichtbarer Sprung und die Proben waren alle intakt.

5.2 Ergebnisse der in vitro Untersuchungen

5.2.1 CELTRA Duo Non-Präparation

Bei den Proben aus CELTRA Duo, wird der erste Sprung bei 100.000 Zyklen sichtbar. Die nächste Probe frakturierte bei 500.000, die dritte Probe bei 700.000. Die vierte Restauration hat einen Sprung bei 800.000 Zyklen und die fünfte bei 900.000. Bei 1.000.000 Zyklen wiesen drei weitere Proben einen Sprung auf. 12 Proben überstehen die 1 Million Zyklen. Die Abbildung 5-1 und die Abbildung 5-3 zeigen Risse und das typische Frakturmuster bei den Proben aus CELTRA Duo.

5.2.2 CELTRA Duo Stufe

Die erste Probe frakturiert schon nach 100 Zyklen. Die zweite Probe zeigte nach 300.000 Zyklen einen Riss. 3 Proben wiesen nach 500.000 Zyklen eine Frakturlinie auf. Die sechste Probe hatte nach 600.000 Zyklen einen Sprung, die siebte und achte nach 700.000. Eine weitere Probe zeigte bei 800.000 Zyklen und zwei weitere bei 900.000 Zyklen einen Riss. Die zwölfte Probe frakturierte bei 1.000.000 Zyklen. Die 8 verbliebenen Proben überlebten alle eine Million Kauzyklen.

5.2.3 CeraSmart Non-Präparation

Bei den CeraSmart Non-Präparation Proben, gab es nur einen einzigen Bruch, jedoch handelt es sich dabei um eine Fraktur des Kauflächenveneers. Dies passierte nach 200.000 Zyklen.

5.2.4 CeraSmart Stufe

Bei den CeraSmart Proben mit Stufe, gab es auch nur ein Ereignis. Nach 100'000 Zyklen war eine Restauration frakturiert. Die Abbildung 5-2 zeigt das Frakturmuster dieser Restauration.

In Tabelle 5-1 sind die Ergebnisse der Versuche zusammengefasst.

Ergebnisse

Material	Präparation	Anzahl der Proben	Sprung nach Zyklen	Bruch nach Zyklen		Anzahl der überlebenden Proben
CELTRA DUO	Non-Präparation	1	100'000			12
		1	500'000			
		1	700'000			
		1	800'000			
		1	900'000			
		3	1'000'000			
	Stufe	1	100			8
		1	100'000			
		3	500'000			
		1	600'000			
		2	700'000			
		1	800'000			
		2	900'000			
		1	1'000'000			
CeraSmart	Non-Präparation			1	200'000	19
	Stufe			1	100'000	19

Tabelle 5-1 Zusammenfassung der Ergebnisse

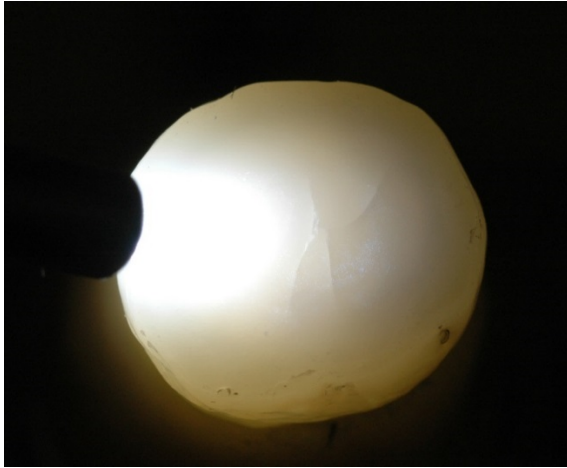


Abbildung 5-1 Darstellung eines Risses bei einer Probe aus CELTRA Duo

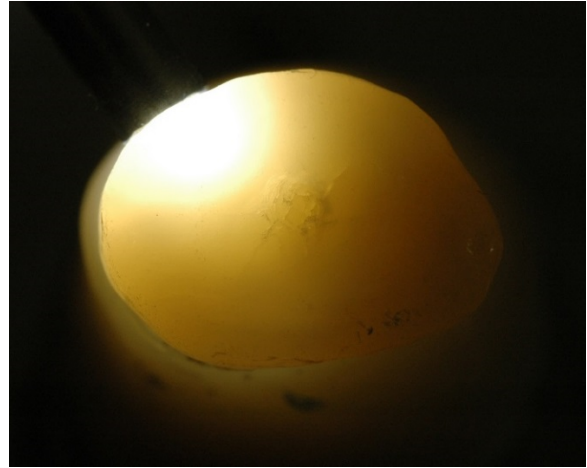


Abbildung 5-2 Sichtbar werden eines Risses bei LED Durchleuchtung (CeraSmart)

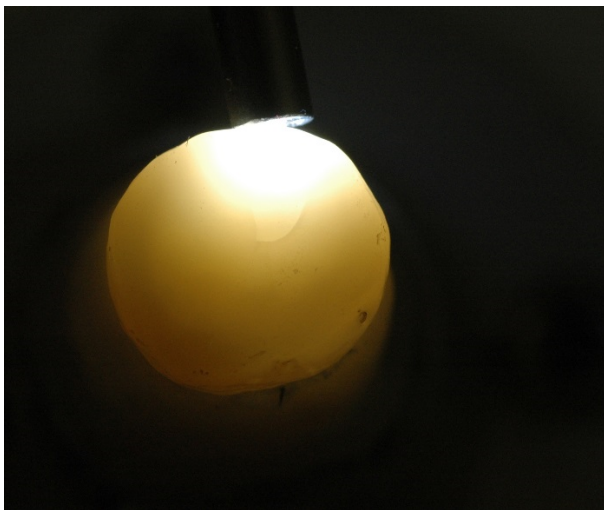


Abbildung 5-3 Frakturmuster bei CELTRA Duo

5.3 Graphische Darstellung der Kaplan-Meier-Schätzer

Zur übersichtlicheren graphischen Darstellung der Kaplan-Meier-Schätzer erfolgte auf der y-Achse eine Achsenunterbrechung (engl.: axis break).

Ergebnisse

Bei CeraSmart sind nur Brüche aufgetreten, bei CELTRA Duo hingegen nur Sprünge. Somit wurde nur das jeweilige materialspezifische Versagensmuster untersucht.

5.3.1 Vergleich des Präparationsdesigns bei CeraSmart

Der Sprung der Restauration wurde als Versagenskriterium definiert.

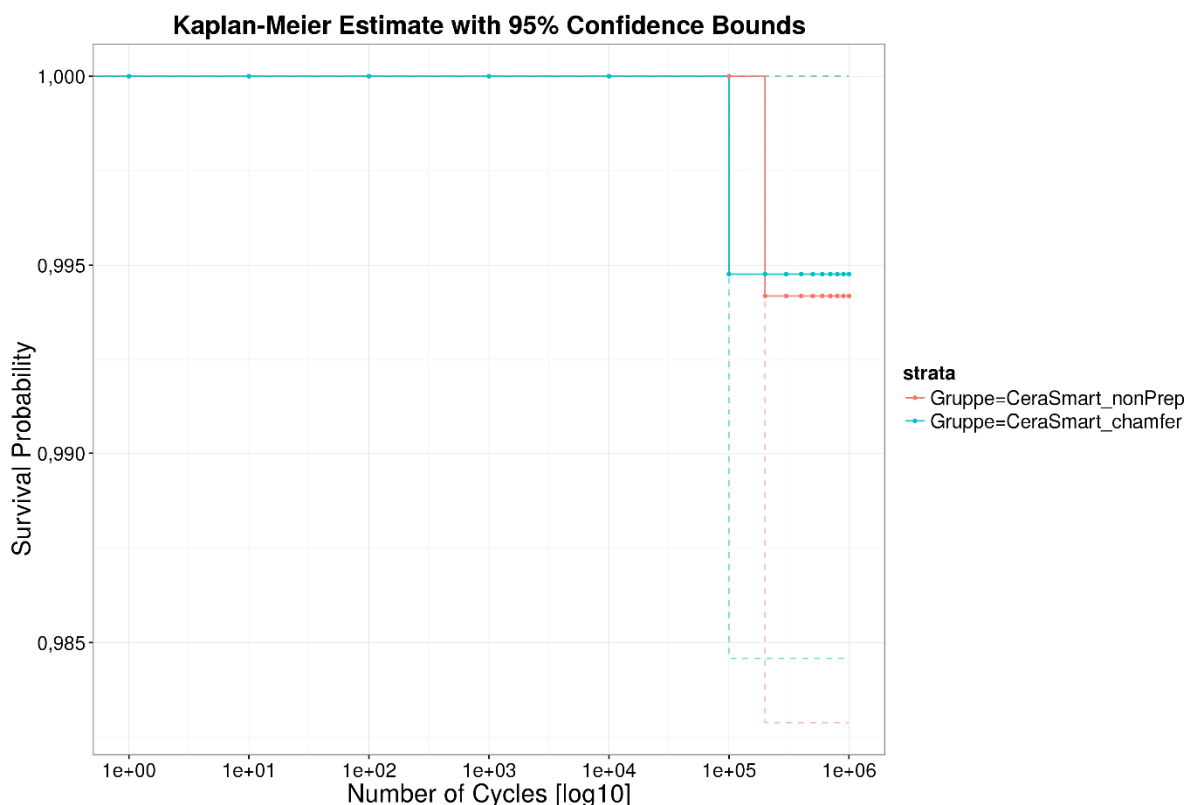


Abbildung 5-4 Kaplan-Meier-Schätzer bei CeraSmart, die rote Kurve stellt die Daten der Gruppe ohne Präparation, die blaue Kurve die Daten der Gruppe mit Stufenpräparation dar. Es ist jeweils eine Probe in jeder Gruppe gebrochen. Die Probe mit der Stufenpräparation bricht 100'000 Zyklen, früher als die ohne Präparation.

Bei dem Vergleich der Gruppen aus CeraSmart mit und ohne Präparation im Logrank Test liegt der p-Wert bei 0,997. Somit ist bei unserem Signifikanzniveau ($\alpha = 5\%$) der Unterschied nicht signifikant. Die graphische Darstellung des Kaplan-Meier-Schätzers stellt die Abbildung 5-4 dar.

5.3.2 Vergleich des Präparationsdesigns bei CELTRA Duo

Der Riss der Restauration wurde als Versagenskriterium definiert.

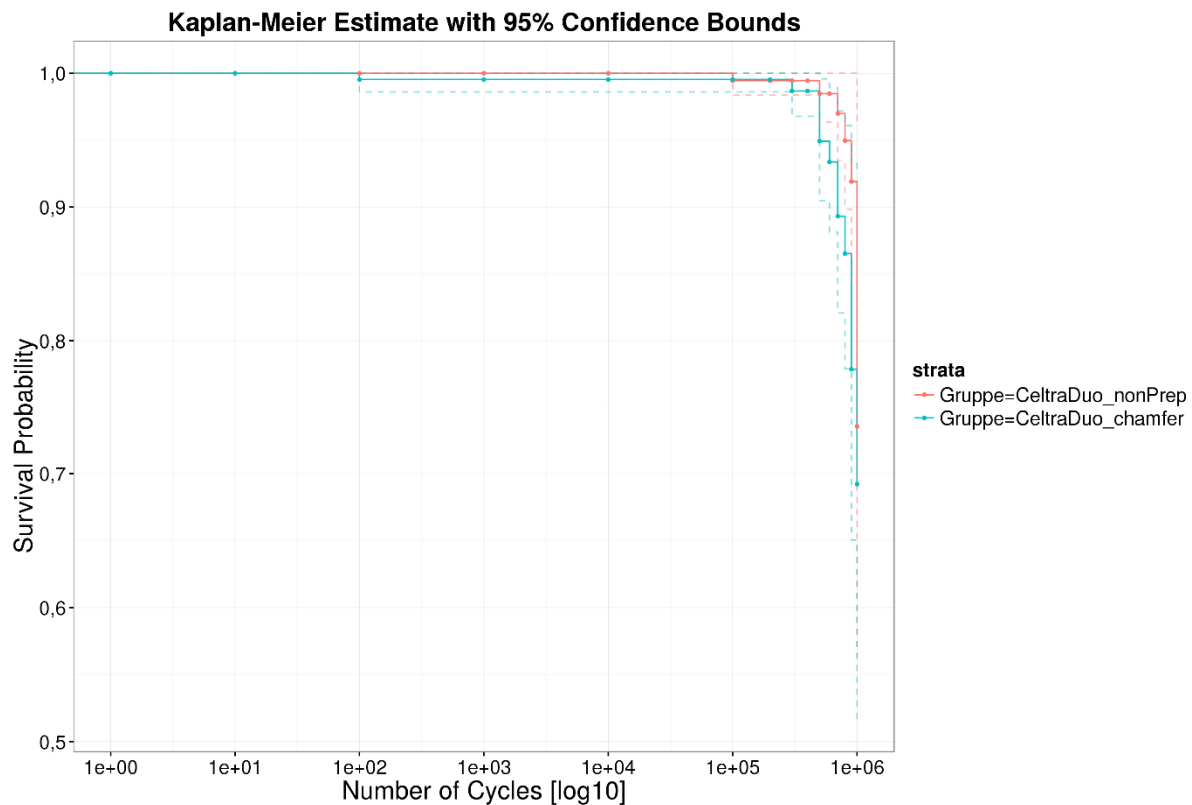


Abbildung 5-5 Kaplan-Meier-Schätzer bei CELTRA Duo, die rote Kurve stellt die Daten der Gruppe ohne Präparation, die blaue Kurve die Daten der Gruppe mit Stufenpräparation dar. Die Sprünge der Restaurationen treten spät aber häufig ein.

Bei dem Vergleich der Gruppen mit und ohne Präparation aus CELTRA Duo im Logrank Test liegt der p-Wert bei 0,0816. Somit ist bei unserem Signifikanzniveau ($\alpha = 5\%$) der Unterschied nicht signifikant. Die Abbildung 5-5 ist die graphische Darstellung des Kaplan-Meier-Schätzers.

5.3.3 Vergleich der Materialien CeraSmart und CELTRA Duo

Bei dem Vergleich der Materialien, wurde als Versagenskriterium jeder Defekt (egal ob Sprung oder Bruch) betrachtet.

Ergebnisse

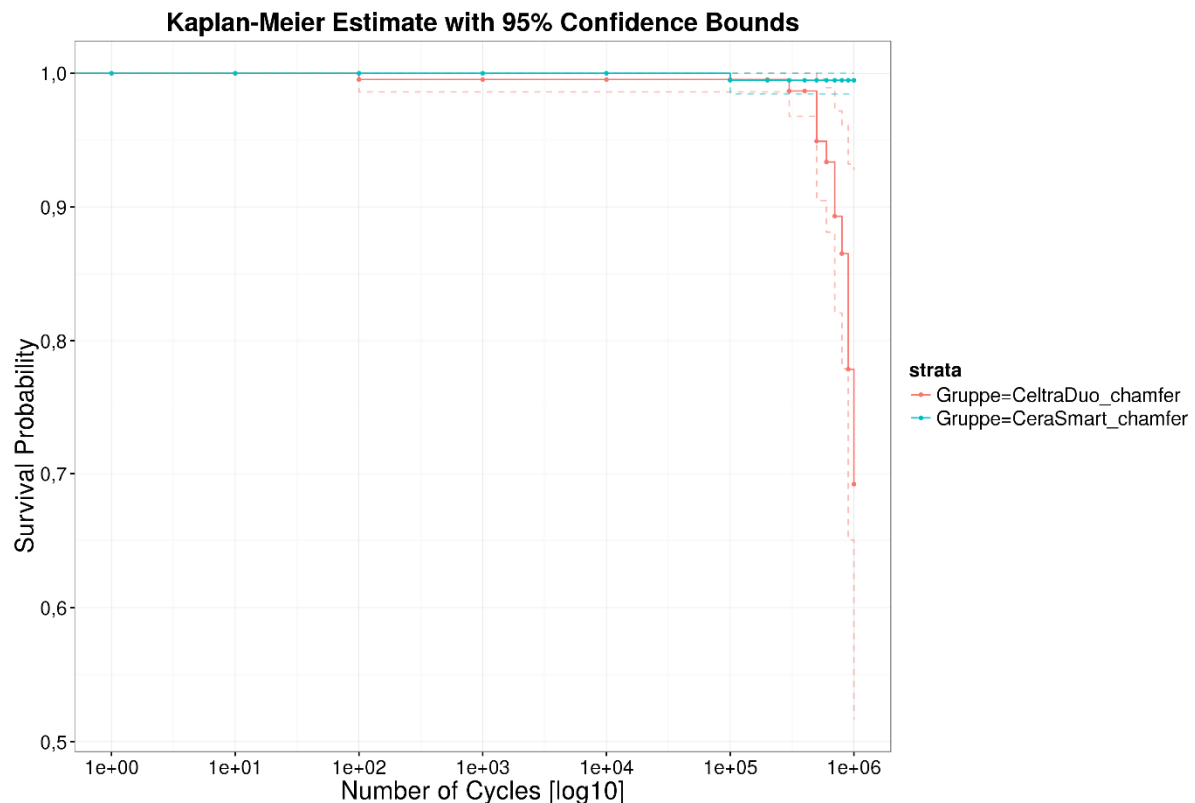


Abbildung 5-6 Kaplan-Meier-Schätzer bei der Stufenpräparation, die rote Kurve stellt die Daten der Proben aus CELTRA Duo, die blaue Kurve die Daten der Proben aus CeraSmart dar.

Die Abbildung 5-6 zeigt die graphische Darstellung des Kaplan-Meier-Schätzers. Bei dem Vergleich der beiden Gruppen mit der Stufenpräparation im Logrank Test liegt der p-Wert bei $7,54 \times 10^{-5}$. Somit ist bei unserem Signifikanzniveau ($\alpha = 5\%$) der Unterschied signifikant.

Bei der Stufenpräparation sind also bei CELTRA Duo deutlich mehr Defekte als bei CeraSmart zu beobachten. Bei CELTRA Duo frakturieren insgesamt 12 Proben, wobei nur eine Probe aus CeraSmart frakturierte.

Ergebnisse

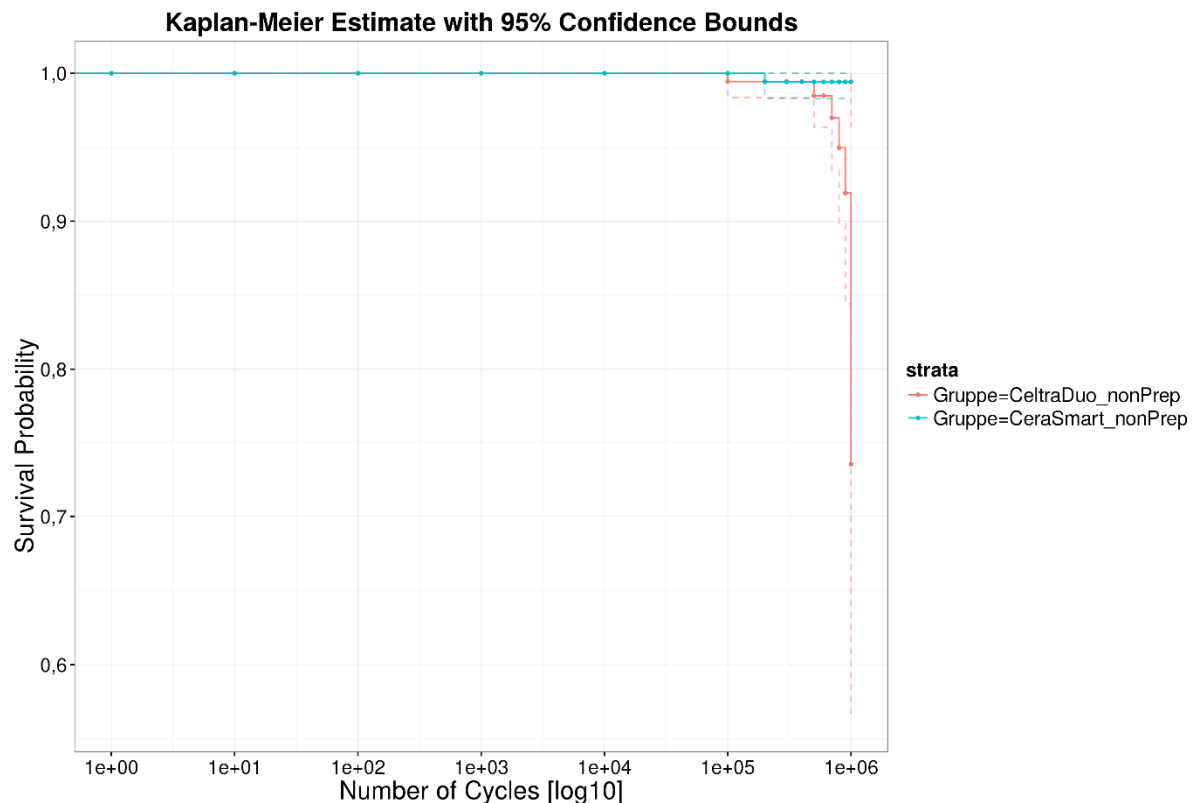


Abbildung 5-7 Kaplan-Meier-Schätzer bei der Non-Präparation, die rote Kurve stellt die Daten der Gruppe aus CELTRA Duo, die blaue Kurve die Daten der Gruppe aus CeraSmart dar.

Bei dem Vergleich der beiden Gruppen mit der Non-Präparation im Logrank Test liegt der p-Wert bei 0,00898. Somit ist bei unserem Signifikanzniveau ($\alpha = 5\%$) der Unterschied signifikant. Die Abbildung 5-7 zeigt den Kaplan-Meier-Schätzers mit den Konfidenzintervallen.

Bei der Non-Präparation sind also bei CELTRA Duo auch deutlich mehr Defekte als bei CeraSmart zu beobachten. Bei CELTRA Duo wiesen insgesamt 8 Proben einen Riss auf, wobei nur eine Probe aus CeraSmart frakturierte.

5.3.4 Bruch des Kauflächenveneers als Versagenskriterium

In der nachfolgenden Grafik wurde ein Bruch mit partiellem oder vollständigem Verlust der Restauration als Versagenskriterium definiert (Abbildung 5-8). Da der Bruch der Restauration automatisch eine Neuanfertigung notwendig macht, ist dieses Kriterium praxisnäher und weniger hart als ein alleiniger sichtbarer Sprung.

Die Fraktur des Kauflächenveneers war nur bei zwei Proben aus CeraSmart zu beobachten. Keine Probe aus CELTRA Duo ist gebrochen.

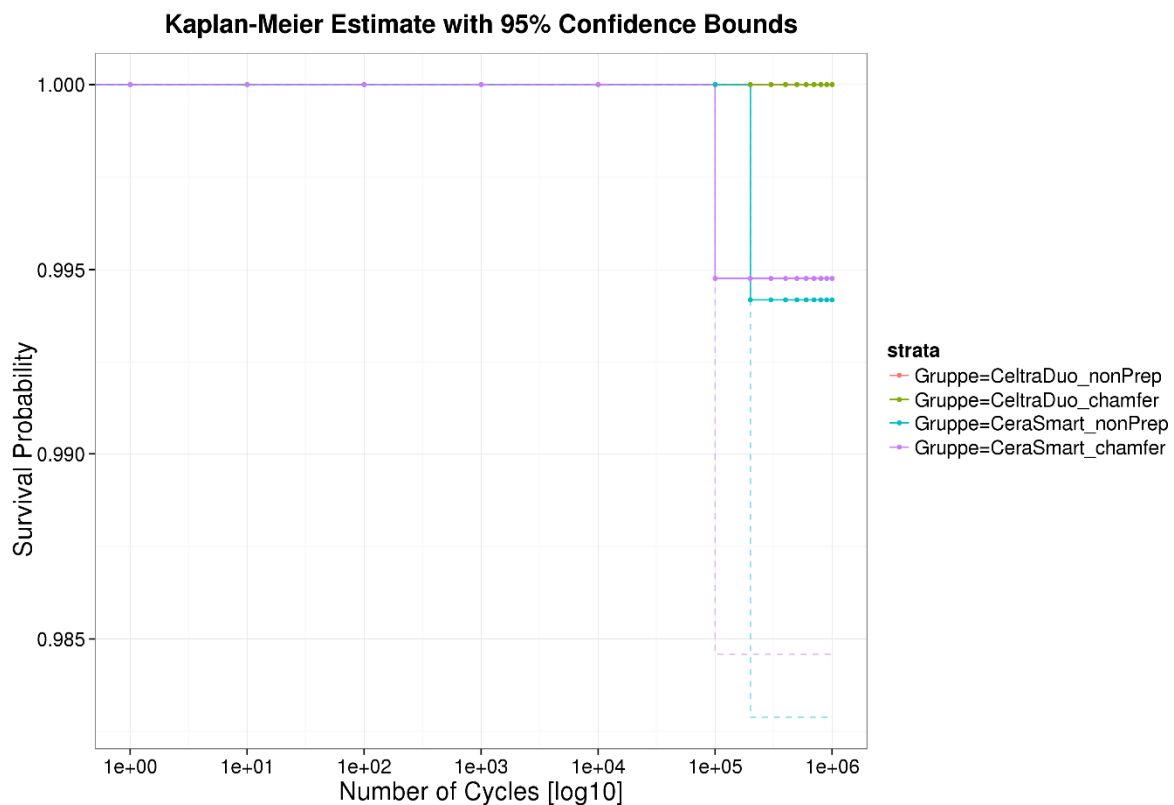


Abbildung 5-8 Kaplan-Meier-Schätzer bei Bruch der Proben, rot: Gruppe aus CELTRA Duo mit Non-Präparation, grün: Gruppe aus CELTRA Duo mit Stufenpräparation, blau: Gruppe aus CeraSmart mit Non-Präparation, violett: Gruppe aus CeraSmart mit Stufenpräparation.

5.4 Zusammenfassung der Kaplan-Meier-Schätzer

Zyklen	Kaplan-Meier-Schätzer			
	CELTRA Duo		CeraSmart	
	Non-Präparation	Stufe	Non-Präparation	Stufe
1	100%	100%	100%	100%
10	100%	100%	100%	100%
100	100%	99,5%	100%	100%
1000	100%	99,5%	100%	100%
10000	100%	99,5%	100%	100%
100000	99,4%	99,5%	100%	99,5%
200000	99,4%	99,5%	99,4%	99,5%
300000	99,4%	98,7%	99,4%	99,5%
400000	99,4%	98,7%	99,4%	99,5%
500000	98,5%	94,9%	99,4%	99,5%
600000	98,5%	93,4%	99,4%	99,5%
700000	97,0%	89,3%	99,4%	99,5%
800000	95,0%	86,5%	99,4%	99,5%
900000	91,9%	77,9%	99,4%	99,5%
1000000	73,5	69,2%	99,4%	99,5%

Tabelle 5-2 Zusammenfassung der Kaplan-Meier-Schätzer

Die Tabelle 5-2 fasst die einzelnen Kaplan-Meier-Schätzer zusammen.

5.5 Ergebnisse der Finite Elemente Simulation

5.5.1 Schichtstärke der Restauration

Zur Kontrolle der Schichtstärke, wurden die Mikro-CT Aufnahmen der Restaurationen analysiert. Die mittlere Schichtstärke wurde mit der Funktion „Local Thickness“ des Programms ImageJ berechnet. Die mittlere Abweichung betrug $\pm 0,1$ mm [Kunzelmann, 2007].

5.5.2 Spannungsverteilung in der Restauration

Die Spannungsverteilung wurde farblich und interaktiv dargestellt.

Hauptsächlich wurde die maximale Hauptspannung untersucht, um mögliche Spannungsspitzen und somit kritische Schwachstellen bildlich zu belegen. Die Resultate wurden je nach Volumen des individuellen Tetraeders gewichtet und anschließend statistisch ausgewertet. Die maximale Hauptspannung und die Zugfestigkeit kann herangezogen werden, um die Wahrscheinlichkeit eines Bruches vorherzusagen.

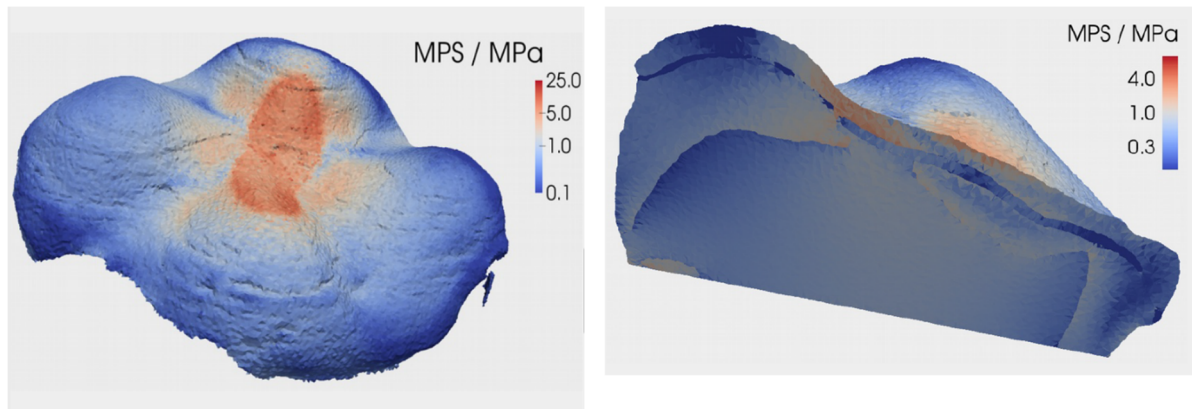


Abbildung 5-9 Farbliche Visualisierung der Ergebnisse der Finiten Elemente Simulation, rot steht für eine hohe Hauptspannung (Maximal Principal Stress), blau für eine kleine Hauptspannung

5.5.3 Ergebnisse

Die Abbildung 5-10 zeigt das Modell des Zahnes mit den farblich segmentierten Materialien. Rosa dargestellt ist das Kauflächenveneer, dunkelblau der Schmelz und hellblau das Dentin.

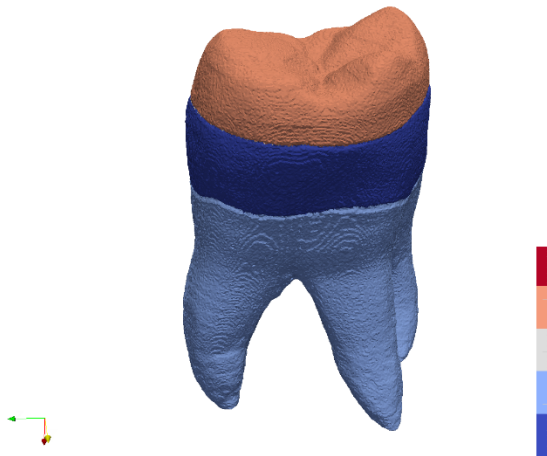


Abbildung 5-10 Finite Elemente Modell einer Probe

Die folgenden beiden Abbildungen zeigen einen Querschnitt durch den Zahn. Dunkelrot ist die Pulpa sichtbar. Die Finite-Elemente-Analyse wurde jeweils mit zwei Modellen durchgeführt. Die erste Abbildung zeigt ein komplett von Schmelz unterstütztes Kauflächenveneer. Die zweite Abbildung zeigt eine nur von Dentin unterstützte Restauration.

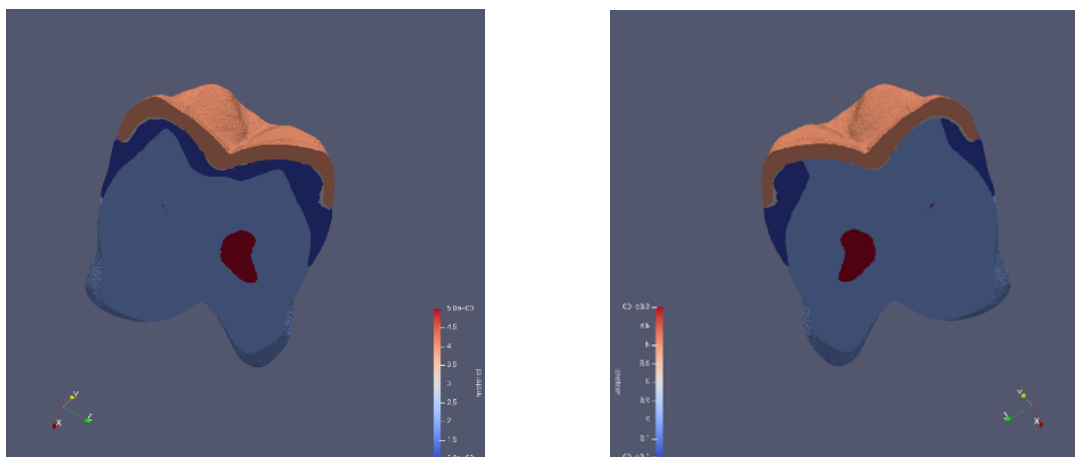


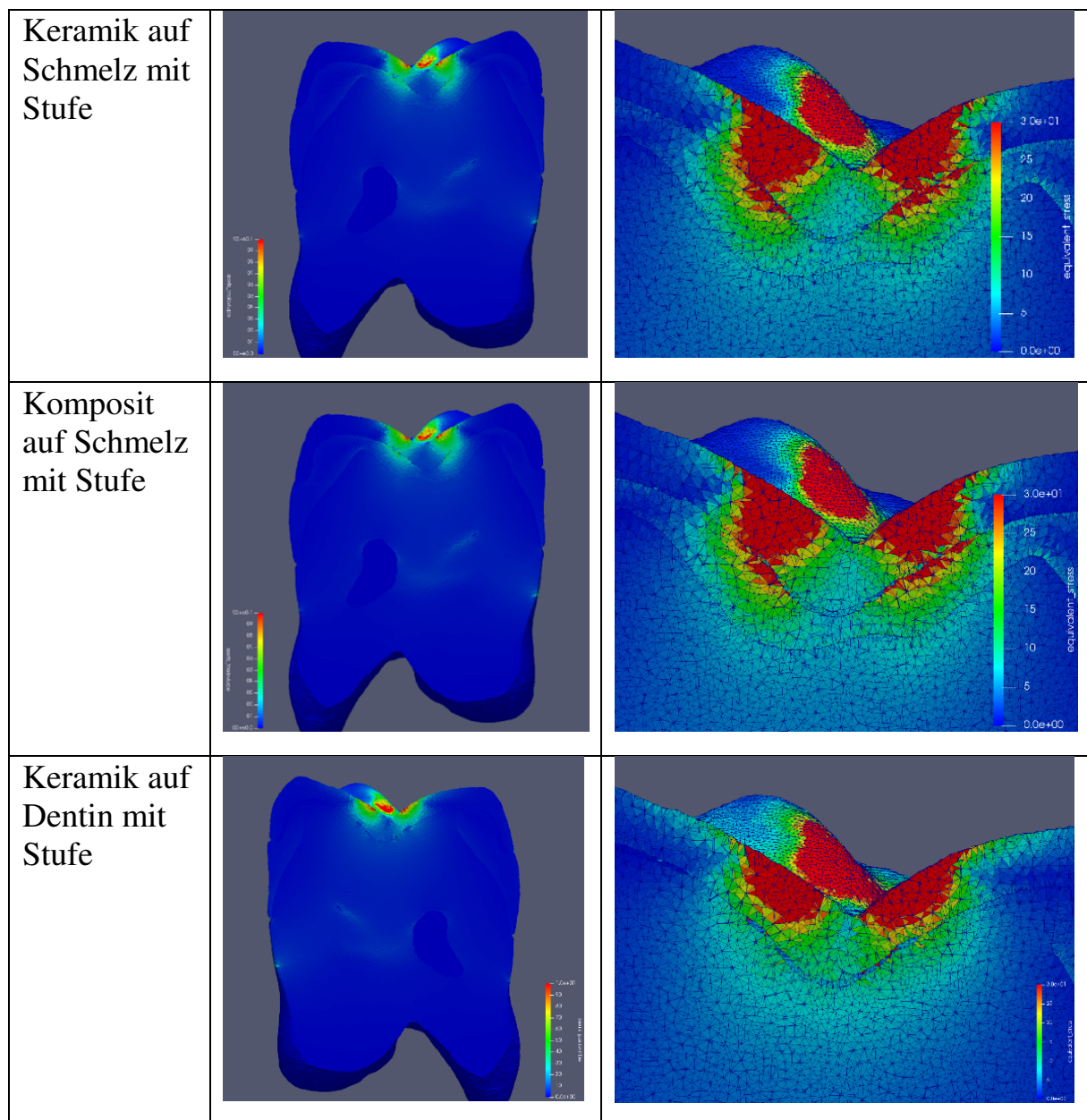
Abbildung 5-11 Querschnitt durch das Finite-Elemente-Modell

Ergebnisse

Die Tabelle 5-3 dient dem Vergleich der auftretenden Spannungen in den verschiedenen Materialien. Auffällig ist der sehr geringe Unterschied zwischen den verschiedenen Proben.

Wenn man massiv Schmelz unter den Restaurationen hat, ist der Einfluss des Materials sehr gering. An den Rändern der Restaurationen sieht man keine Spannungen. Dies bedeutet die Restaurationsform sollte keinen Einfluss auf die Frakturanfälligkeit haben.

Zur genaueren Analyse erfolgte die quantitative Auswertung.



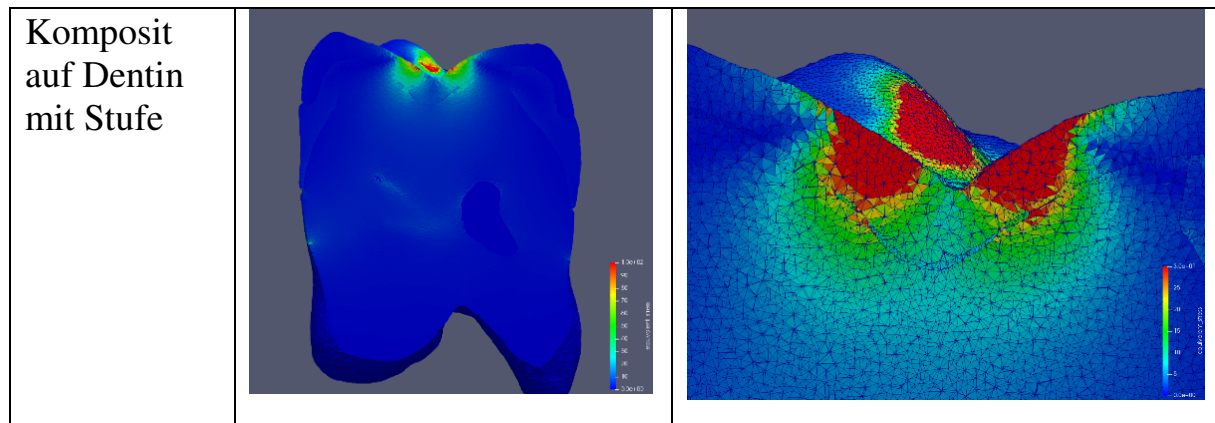


Tabelle 5-3 Graphische Darstellung der Spannungen bei Restaurationen aus Keramik und Komposit

Die Tabelle 5-4 und Tabelle 5-5 resümieren die quantitative Auswertung der Finite-Elemente-Analyse. Die ermittelten Spannungen besitzen die Einheit MPa. Die Spannungen wurden auf die einzelnen Materialien segmentiert.

Die Auswertung erfolgte mittels empirischen Quantilen.

$q(xxx)$ bedeutet, dass es sich um das Quantil xxx handelt. $q(0.99)$ bedeutet, dass es sich um den 99 % Quantil handelt, 99 % der Messwerte sind kleiner als 77,71 MPa. Beziehungsweise $100 \% \text{ minus } 99 \% = 1 \% \text{ aller Wert}$ weisen Spannungen auf, die größer als 77,71 MPa sind.

Der $q(0.999)$ Wert entspricht einer guten Näherung für den Maximalwert der Spannungen in dem entsprechenden Material. Der $q(0.5)$ Wert entspricht dem Median der Spannungen im Material.

Ergebnisse

Mit Stufe (in MPa)		Komposit auf Schmelz	Keramik auf Schmelz	Keramik auf Dentin	Komposit auf Dentin
1: 'enamel'	q(0.5)	2,55	2,55	2,51	2,19
1: 'enamel'	q(0.999)	41,11	38,32	11,55	10,68
2: 'dentine'	q(0.5)	1,54	1,54	1,60	1,61
2: 'dentine'	q(0.999)	10,12	10,12	12,68	19,54
3: 'lutingComp'	q(0.5)	0,35	1,62	0,32	0,23
3: 'lutingComp'	q(0.999)	29,82	51,74	10,09	17,72
4: 'material'	q(0.5)	0,36	0,35	2,07	0,60
4: 'material'	q(0.999)	77,71	77,75	85,38	79,54

Tabelle 5-4 Quantitative Auswertung der Finite-Elemente-Analyse bei den Proben mit Stufenpräparation

Ohne Stufe (in MPa)		Keramik auf Dentin	Komposit auf Dentin
1: 'enamel'	q(0.5)	2,23	2,05
1: 'enamel'	q(0.999)	10,35	13,41
2: 'dentine'	q(0.5)	1,70	1,71
2: 'dentine'	q(0.999)	10,56	11,77
4: 'lutingComp'	q(0.5)	3,14	3,53
4: 'lutingComp'	q(0.999)	8,78	15,97
3: 'material'	q(0.5)	3,40	1,53
3: 'material'	q(0.999)	52,27	45,43

Tabelle 5-5 Quantitative Auswertung der Finite-Elemente-Analyse bei den Proben ohne Stufenpräparation

5.6 Vergleich der Daten mit der Dissertation von Dr. Schäfer

Die Daten werden anschließend mit den Daten aus der Dissertation von Frau Schäfer verglichen. Beide Studien basieren auf der gleichen Methodik. Diese Weiterführung der Studie wurde mit neueren Materialien und verschiedenen Präparationsformen durchgeführt. Um die Daten über einen Logrank-Test miteinander zu vergleichen, mussten die Daten vorverarbeitet werden.

Da Frau Schäfer andere Intervalle ausgewählt hat, mussten für einen Vergleich, die Beobachtungsintervalle angepasst werden. Frau Schäfer hat die Messungen nur nach 100.000 Zyklen und nach 1 Million Zyklen durchgeführt. Die neuen Daten besitzen jedoch mehrere Intervalle. So wurden nach 100.000 Zyklen, alle 100.000 Zyklen gemessen. Also liegen Messungen nach 200.000, 300.000 usw. bis 1 Million Zyklen vor.

Die aufbereiteten Daten, konnten anschließend mit dem Logrank-Test ausgewertet werden und graphisch dargestellt werden (Abbildung 5-12).

Der Vergleich aller Kaplan-Meier-Schätzer der verschiedenen Materialien und Präparationen ist in Tabelle 5-6 zusammengefasst.

Ergebnisse

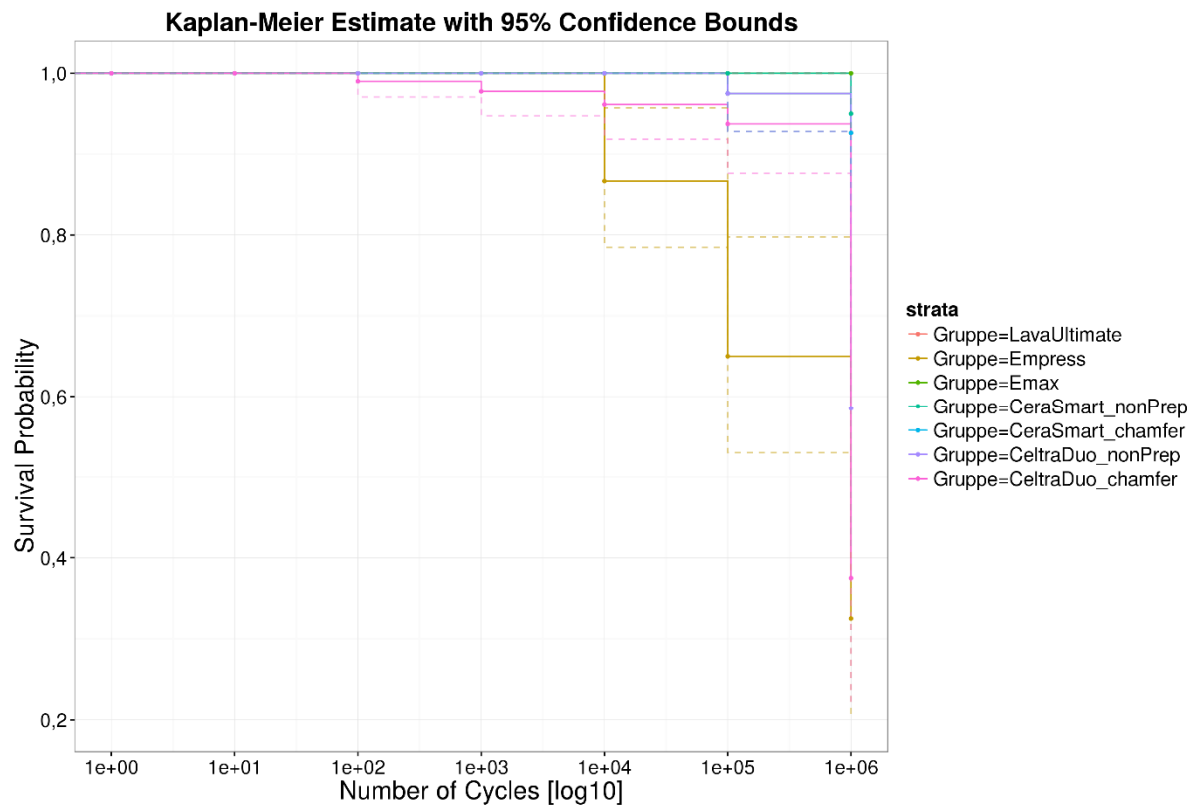


Abbildung 5-12 Graphische Darstellung der Kaplan-Meier-Schätzer mit 95% Konfidenzintervall der verschiedenen Gruppen

Kaplan-Meier-Schätzer / Zyklen		1	10	100	1000	10000	100000	1000000
Schroeder	CELTRA Duo mit Stufenpräparation	100%	100%	99,0%	97,8%	96,1%	93,7%	37,5%
	CELTRA Duo mit Non-Präparation	100%	100%	100%	100%	100%	97,5%	58,5%
	CeraSmart mit Stufenpräparation	100%	100%	100%	100%	100%	97,5%	92,6%
	CeraSmart mit Non-Präparation	100%	100%	100%	100%	100%	97,5%	97,5%
Schäfer	Emax mit Non-Präparation	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
	Empress mit Non-Präparation	100%	100%	100%	100%	86,7%	65,0%	32,5%
	Lava Ultimate mit Non-Präparation	100%	100%	100%	100%	100%	97,5%	92,6%

Tabelle 5-6 Vergleich der Kaplan-Meier-Schätzer

6 Diskussion

Die nicht kariös bedingten Zahnhartsubstanzdefekte werden in der zahnärztlichen Praxis zunehmend häufiger. Zu diesen Defekten zählen die Erosionen. Patienten, welche unter diesem Krankheitsbild leiden, verlieren okklusal Schmelz. Diese Erosionen können bis ins Dentin reichen und somit zu einem vertikalen Dimensionsverlust von 1-1,5mm führen. Jeder dritter Erwachsener leidet an mindestens einer okklusalen Erosion, Tendenz steigend [Lussi et al., 1991]. Durch das Absinken der Bisshöhe, kommt es nun zu Interferenzen an den Frontzähnen. Die Seitenzähne können bei der statischen Okklusion die Frontzähne nicht mehr schützen. Letzten Endes kommt es zu Schmelzabsplitterungen in der Front. Die Rehabilitation dieser Kausalität erfordert eine Bisserrhöhung.

Die Bisserrhöhung ist eine kostspielige und langwierige prothetische Therapie. Die Überkronung der Seitenzähne war jahrelang das Mittel der Wahl. Die Präparation von Kronen erfordert einen hohen Substanzverlust. Durch Fortschritte der Werkstoffkunde, werden neuerdings Kauflächenveneers als Restaurationsmaßnahme angewendet.

Bei der Therapie mit Kauflächenveneers stellen sich allerdings zwei Fragen.

Welches Material soll verwendet werden? Das E-Modul spielt eine entscheidende Rolle bei der Spannungsverteilung. Bei einem hohen E-Modul, konzentrieren sich die Spannungen im Restaurationsmaterial. Bei einem niedrigen E-Modul verteilen sich die Spannungen auf die Klebefuge und den Zahn. In dieser Untersuchung wurden zwei Materialien untersucht, die Keramik mit dem hohen E-Modul und das Komposit mit dem niedrigen E-Modul.

Wie soll die Präparation idealerweise aussehen? Die Stufenpräparation stellt die klassische Präparationsart für Keramikronen dar. Dieser klassische Ansatz soll mit einem neuen Ansatz verglichen werden, der Non-Präparation (Kunzelmann).

Diskussion

Die Idee beruht auf der pathologischen Gegebenheit. Wenn ohnehin 1-1,5mm Schmelz erodiert wurden, dann ist eine weitere Präparation überflüssig. Dann spielt nur die minimal nötige Materialschichtstärke eine Rolle. Ein weiterer Vorteil dieses Ansatzes, ist das Verbleiben des Restschmelzes unter dem Kauflächenveneer. Der Schmelz kann durch sein hohes E-Modul die okklusale Belastung aufnehmen. Zusätzlich ist der adhäsive Verbund zum Schmelz höher als zum Dentin.

Das Ziel dieser Studie war es, die Zeitfestigkeit von Kauflächenveneers im Kausimulator zu untersuchen und die Ergebnisse mit der Finite-Elemente Analyse zu vergleichen. Dabei wurde untersucht, ob das Material oder das Präparationsdesign einen Einfluss auf die Überlebensraten hat.

6.1 Diskussion der Methodik

Von der Probenherstellung bis zum Versuchsaufbau gibt es viele mögliche Einflussfaktoren, welche die Resultate mehr oder weniger verfälschen können. Die Standardisierung der Probenherstellung und der Untersuchungen kann jedoch nie komplett realisiert werden. Deshalb sollen die möglichen Variablen und Fehler im Folgenden dargestellt und diskutiert werden. Die Methodik der Probenherstellung und Kausimulation orientiert sich an der von Schäfer [Schäfer, 2014], um vergleichbare Resultate zu erhalten.

6.1.1 In-Vitro Untersuchung

Die In-vitro-Untersuchung von neuen Materialien stellt in der Zahnmedizin eine wichtige Untersuchungsmethode dar. Dabei können viele verschiedene Variablen beliebig getestet und verglichen werden. Die Untersuchungen können unter standardisierten Bedingungen durchgeführt werden, sie sind jederzeit und überall reproduzierbar, sind kostengünstig und können mit einer hohen Anzahl an Proben durchgeführt werden. Außerdem stehen die In-vitro-Untersuchungen

Diskussion

in keinem Konflikt mit der Ethik, da keinen Probanden Schaden zugeführt werden kann [DeLong et al., 1983].

Die Kausimulation stellt eine verlässliche Methode dar, um die Zeitfestigkeit von Materialien zu testen. Dabei wird die zyklische Belastung der Proben simuliert, sowohl die in statischer als auch dynamischer Okklusion. Das feuchte Mundmilieu wird ebenfalls simuliert.

In-Vitro Untersuchungen haben jedoch auch ihre Limitationen. Die äußeren Einflüsse und die individuelle Variabilität können nie exakt simuliert werden [Bayne, 2007]. Jedoch liefern die In-Vitro-Untersuchungen wertvolle und verlässliche Aussagen über die Eigenschaften des Materials. Diese korrelieren mit den in vivo gewonnenen Daten.

6.1.2 Zahnauswahl

Die Zahnauswahl stellt eine Variable dar. Da alle Zähne unterschiedlich sind und ihre Vorgeschichte unbekannt ist, ist es nicht möglich, sie zu standardisieren. Jedoch wurden kariesfreie Molaren ausgewählt, welche immer feucht gelagert wurden. Die Molaren hatten annähernd die gleiche Form und Größe. So wurde versucht, die Variabilität der Zähne so klein wie möglich zu halten. Da jedoch auch bei In-Vivo-Versuchen die Variabilität der Zähne sehr groß ist, entspricht die Variation in vitro weitestgehend den natürlichen Bedingungen und trägt primär zur Streuung der Messwerte bei [Singer et al., 2000].

6.1.3 Materialauswahl

Die Herstellung der Proben erfolgte mit dem Cerec System. Der Vorteil liegt in der standardisierten Herstellung der Materialien und dem Fräsvorgang. Somit ist eine geringere Varianz der Ergebnisse zu erwarten.

Diskussion

Bei der Materialauswahl wurden zwei Restaurationsmaterialien ausgewählt. Diese sollen die von Dr. Schäfer getesteten Materialien ergänzen [Schäfer, 2014]. Es handelt sich um Restaurationsblöcke, welche mit dem Cerec CAD/CAM System (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) verarbeitet werden können. Für diese Materialien liegen noch keine Langzeitergebnisse vor. Beide Restaurationsmaterialien wurden unterhalb der empfohlenen Mindestschichtstärke benutzt. CELTRA Duo (DeguDent GmbH, Haunau-Wolfgang, Deutschland) muss laut Gebrauchsanweisung, eine Mindestschichtstärke von 1,5 mm im kaulasttragenden Bereich aufweisen. Dies gilt vor allem bei der reinen Chairside-Benutzung des Materials (ohne zusätzlichen Glanzbrand). Bei CeraSmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) muss, laut Herstellerangaben, auch eine Mindestschichtstärke von 1,5 mm gewährleistet werden. Abgesehen von der Mindestschichtstärke, wurden alle Materialien nach Gebrauchsanweisung verwendet. Sie können adhäsiv befestigt werden und sind indiziert bei Onlays.

Die CAD/CAM Herstellung der Proben ermöglicht eine kosteneffiziente Herstellung.

Der Vorteil bei Chairside angefertigten Restaurationen ist, neben der Zeitersparnis, das Wegfallen des Provisoriums und des provisorischen Zementes. Dadurch wird die Gefahr verringert, welche mit einem Verlust [Strassler et al., 2011] des Provisoriums zusammenhängt. So kommt es nicht zur Kontamination des präparierten Zahnes. Außerdem verringert sich die Gefahr der Schmelzsprünge im präparierten Zahn während dem Tragen des Provisoriums und der Präparationsrand wird geschont [Frankenberger et al., 2011].

6.1.4 Schichtstärke

In der Literatur wird die okklusale Mindestschichtstärke der Keramik mit 1,5mm angegeben [Körber, 1985, M. Kern, 2006, Marxkors, 1988]. Es findet

Diskussion

sich jedoch keine evidenzbasierte Literatur, die diesen Wert untermauert. Die okklusale Reduktion basiert auf empirisch festgelegten Richtlinien. Trotz Weiterentwicklungen in der Adhäsiv-Technik und Hochleistungskeramiken innerhalb der letzten 30 Jahre, hat sich der Wert nicht geändert.

Die Dissertation von Dr. Schäfer hat gezeigt, dass 0,5mm Schichtstärke ausreichend sein können. Weitere Studien bestätigen dies [Johnson et al., 2014, Magne et al., 2012, Schlichting et al., 2011].

6.1.5 Präparationsdesign

Die Präparation der Zähne stellt eine weitere Variable dar. Die Präparation wurde nach den allgemein gültigen Präparationsrichtlinien durchgeführt. Die Präparation erfolgte unter Wasserkühlung, ohne unter sich gehende Bereiche, mit einer eindeutige Präparationsgrenze und dem Finieren der Präparation [Gernet, 2011]. Trotz größter Sorgfalt, ist jede Präparation unterschiedlich und von der Erfahrung und den praktischen Fähigkeiten des Doktoranden abhängig.

Sowohl der Substanzabtrag, welcher okkusal bis zum Dentin erfolgte, wurde optisch kontrolliert, als auch die gleichmäßig präparierte Stufe. Die Stufe wurde 1mm breit präpariert und die Innenkante und der Übergang zur okklusalen Fläche wurden abgerundet. Die Stufe stellt die klassische Variante für Keramikrestorationen dar. Die anschließende Glättung der Präparation erfolgte mit Finierdiamanten.

Die Oberflächenrauigkeit spielt allerdings für Spannungsspitzen im Material eine untergeordnete Rolle, ist aber für die Rissausbreitung von Bedeutung [Arnetzl et al., 2006]. Die verbleibende Restdentinstärke spielt ebenso eine Rolle. Die Inhomogenität des Dentins (Tertiärdentin) und verschiedenen E-Moduli im Dentin haben einen Einfluss auf die adhäsive Befestigung und die Überlebensdauer der Restauration [Rees et al., 1994, Scherrer et al., 1993].

Diskussion

Diese Faktoren sind jedoch im klinischen Alltag genau so wenig standardisierbar und kontrollierbar.

Werkstofftechnisch stellt die Präparation einen Ball-on-Ring Versuch dar. Die Restauration wird zirkulär von Schmelz gestützt, welches ein hohes E-Modul aufweist. Okklusal stellt das freiliegende Dentin das Material mit niedrigem E-Modul dar [de With et al., 1989]. Dieser Test stellt eine harte Belastung für die spröden Werkstoffe dar und stellt klinisch ein Worst-Case-Szenario dar.

Einen weiteren Einfluss hat die Fläche der okklusalen Präparation und damit einhergehend der Krümmungskreis der Restauration. Der Krümmungskreis wurde sehr groß gehalten. Der Antagonist trifft in dieser Studie immer flächenhaft auf die Restauration. Dadurch entstehen physiologische Kontaktflächen, bei denen es auf der Innenseite der Restauration zu Zugspannungen kommt [Qasim et al., 2005]. Es wurden kein Isthmus oder Fissuren angedeutet. Diese wären eine Sollbruchstelle in der Restauration

6.1.6 Herstellung der Proben

Durch die CAD/CAM Verarbeitung der Werkstoffe, wurden die Restaurationen maschinell hergestellt und sind somit anwenderunabhängig. Das Design der verschiedenen Kauflächenveneers wurde jedoch individualisiert und die Schichtstärke wurde manuell auf 0,5 mm reduziert. Die Kontrolle der Schichtstärke erfolgte an der Cerec-Einheit. Die mittlere Schichtstärke lag bei 0,5 mm, bei den Micro CT Scans der Proben konnte eine Abweichung von $\pm 0,1$ mm festgestellt werden. Die manuelle Gestaltung führt zu einer Streuung der Schichtstärken, wie sie auch in-vivo üblich ist, und kann somit vernachlässigt werden.

Die anschließende Bearbeitung und Politur der Proben wurde wie klinisch üblich durchgeführt. Aufgrund der guten Passung der Kauflächenveneers, mussten diese von basal nicht bearbeitet werden, somit konnte eine iatrogene

Diskussion

Beschädigung der Oberfläche verhindert werden. Die Bearbeitung erfolgte unter Wasserkühlung und die Restaurationen wurden optisch bis auf Hochglanz poliert. Die gründliche Politur spielt eine entscheidende Rolle bei der Rissfortpflanzung in Restaurationsmaterialien [Lohbauer et al., 2008b, O'Brien, 2002]. Bei dem Schleifprozess der Kauflächenveneers entstehen durch die spanende Verarbeitung mit einem geometrisch unbestimmten Diamanten oberflächliche Defekte im Material. Dadurch entstehen Risse, Kratzer, Rillen, Aufwerfungen, Abplatzungen und Abschuppungen. Diese können durch eine Politur verkleinert und geglättet werden. Die Oberfläche wird mit verschiedenen Korngrößen behandelt bis sich die oberflächlichen Defekte im Nanometerbereich befinden und die Oberfläche glänzt [Warnecke, 1993].

Die Nachbearbeitung und Politur ist anwenderabhängig und fehleranfällig. Da sie wie klinisch üblich durchgeführt wurde, entspricht die Variabilität den in-vivo Bedingungen [Lohbauer et al., 2008a]. So werden klinische Variationen erfasst und dies ist ein Vorteil dieser in vitro Untersuchung.

Die Frakturanfälligkeit der Kauflächenveneers wird auf die Materialeigenschaften an sich reduziert.

6.1.7 Vorbereitung der Kauflächenveneers und adhäsive Befestigung

Die Vorbereitung der Kauflächenveneers erfolgte nach der Gebrauchsanleitung der jeweiligen Hersteller. Die Vorbereitung der Zähne für die adhäsive Befestigung erfolgte nach klinisch getesteten und verlässlichen Methoden und Materialien. Das Befestigungskomposit wurde von Hand angemischt und mit Microbrushes auf die Restaurationen sorgfältig aufgetragen. In den Mikro-CT Aufnahmen wurde deutlich, dass trotzdem einige Blasen im polymerisierten Komposit vorhanden waren. Dies veranschaulicht die Abbildung 6-1 und die Abbildung 6-2. Diese haben einen Einfluss auf die Festigkeit [Hull, 1999].



Abbildung 6-1 Mikro-CT einer Non-Präp-Probe mit deutlichen Luftblasen im Befestigungskomposit



Abbildung 6-2 Mikro-CT eine Stufenpräparation Probe mit Luftblasen im Befestigungskomposit

Der Anpressdruck wurde, wie im klinischen Alltag, mit dem Zeigefinger ausgeübt und in Endposition unter konstantem Druck polymerisiert. Die Endposition der Restauration konnte sichergestellt werden. Durch den okklusalen Spacer der Restauration entstand eine möglichst gleichmäßige Klebefugendicke. Die Klebefugenbreite sollte für alle Proben möglichst konstant sein [Arnetz et al., 2012].

6.1.8 Thermocycling

Die Proben waren jederzeit in bidestilliertem Wasser gelagert, dies soll einem Austrocknen der Zähne entgegenwirken und das wässrige Mundmilieu nachahmen. Außerdem entstehen durch das Wasser korrosive Einflüsse auf das Restaurationsmaterial und den Klebeverbund [Michalske et al., 1982], die die Zeitfestigkeit reduzieren.

Die Hydrolyse ist zeitabhängig und führt zu einer Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften der Keramik. Die Vorgänge starten an der Oberfläche des Materials und stehen im Zusammenhang mit der zyklischen

Diskussion

Belastung. Durch die Pit-Bildung und dem gleichzeitigen Einfluss der Wassermoleküle, welche in den Mikrorissen Druck ausüben und somit die Geschwindigkeit der Rissfortpflanzung erhöhen, kommt es zur Spannungsrisskorrosion [Salmang et al., 2006].

In-vivo sind die Restaurationen Temperaturschwankungen unterworfen. Diese reichen von unter 0° Celsius bis 80° Celsius. Diese Temperaturschwankungen haben einen Einfluss auf die Haftfestigkeit des Klebeverbundes [Pfeiffer et al., 1989]. In der Literatur finden sich unterschiedliche Werte, wie viele Temperaturwechselbelastung vorkommen. Jedoch ist die Größe des Einflusses auf die Haftfestigkeit umstritten. Da es jedoch nach dem Thermocycling bei Zirkondioxidrestaurationen zu spontanem Verlust des Adhäsivverbundes kam, sollte es Bestandteil der künstlichen Alterung darstellen [Mair et al., 2010, Wolfart et al., 2007].

6.1.9 Kausimulation

Die Kausimulation soll eine naturgetreue Darstellung der physikalischen und chemischen Einflüsse sein. Sie soll eine verlässliche Aussage über das in-vivo Verhalten der Restaurationen ermöglichen [DeLong et al., 1983]. Jedoch fällt es schwer, die komplexen Bedingungen des Mundes und die Kaubewegungen zu simulieren.

Die Zyklenzahl und die damit verbundene getestete Lebensdauer wird in der Literatur unterschiedlich gewertet. Eine Million Zyklen entspricht ungefähr einer Tragedauer von 4-5 Jahren. Diese Angaben, welche Hochrechnungen darstellen, beruhen auf einer Abschätzung der täglichen Zahnkontakte, bei denen es jedoch nicht immer zu einer Kraftauswirkung auf die Zähne und Restauration kommt [DeLong et al., 1983, Krejci et al., 1990a].

Die benutzten Kausimulatoren führen eine Mahlbewegung durch. Die Kraft trifft okklusal auf die Probe, dann bewegt sich die Probe 0,5 mm horizontal. Diese

Diskussion

Imitation der Laterokklusion wird zwar den komplexen, physiologischen Bewegungen nicht gerecht, entspricht jedoch der physikalischen Reduktion auf das Wesentliche. Die ausgeübte Druck- und Scherbelastung stellt somit eine hinreichende Näherung dar [Heintze, 2006].

Die Belastung der Proben erfolgte mit jeweils 50 N. Diese Belastung spiegelt nicht die Variabilität der natürlich wirkenden Kräfte wieder. Da die Kaukraft bei jedem Individuum unterschiedlich ist, stellen die 50 N einen Durchschnittswert dar und sollen der Vergleichbarkeit mit anderen Studien dienen. Physiologisch treten Kräfte zwischen 10 und 120 Newton auf, pathologisch können bei Bruxismus Kaukräfte über 800 N erreicht werden [K.H. Körber, 1983, Steiner et al., 2009].

Um den Speichel zu imitieren, wurden die Proben jederzeit in destilliertem Wasser gelagert. Die durch den Speichel verursachte Spannungsrisskorrosion konnte somit nachgeahmt werden [Salmang et al., 2006]. Es konnten jedoch keine anderen chemischen Einflüsse imitiert werden (wie pH Veränderungen durch Säuren). Dies stellt eine Einschränkung der in-vitro Versuchen dar [Bayne, 2007].

Die Proben waren nicht gedämpft, sondern starr mit Komposit an dem Probenhalter befestigt. Die physiologische Zahnbewegung, bedingt durch das Parodontium, kann nicht simuliert werden [Parfitt, 1960]. Die harte Lagerung stellt eine höhere Belastung dar, als sie bei einem dämpfenden Parodont im Mund auftreten würde. Wir hatten somit einen Versuchsaufbau, der höhere Fehler erwarten würde und Sicherheit für die klinische Situation gewährleistet.

Um standardisierte Bedingungen für die Restauration zu simulieren, wurde anstatt von einem Zahn, eine Aluminiumoxidkugel als Antagonist verwendet. Die auftretenden Spannungen hängen vom Radius des Antagonisten ab. Denn die mechanische Spannung verhält sich umgekehrt proportional zur Fläche der

Diskussion

Krafteinwirkung. Bei natürlichen Zähnen variiert der Radius stark wohingegen er bei der Aluminiumoxidskugel konstant ist. Außerdem tritt bei der Aluminiumoxidskugel kein Verschleiß auf. Um die Abnutzung bei Antagonist und Probe zu bestimmen, wäre menschlicher Schmelz das Mittel der Wahl. Jedoch sind auch beim Schmelz die Schwankungen der Form und der physikalischen Eigenschaften groß [Krejci et al., 1999].

Bei dem Kontakt eines starren Körpers mit gekrümmte Oberfläche und einem linear elastischen Material kommt es zu einer Verformung des elastischen Materials. Dadurch entsteht eine plane Kontaktfläche zwischen dem starren Antagonisten und der elastischen Restauration. Es entsteht ein ellipsenförmiger Spannungsverlauf unter der Kontaktfläche der beiden Körper. Dieser Spannungsverlauf ist die Hertzsche Pressung [Hertz, 1881]. Er ist abhängig von der einwirkenden Kraft, dem Krümmungsradius der beiden Körper, der Poissonzahl der beiden Materialien und dem E-Modul der beiden Werkstoffe. Die Abbildung 6-3 illustriert den Spannungsverlauf p .

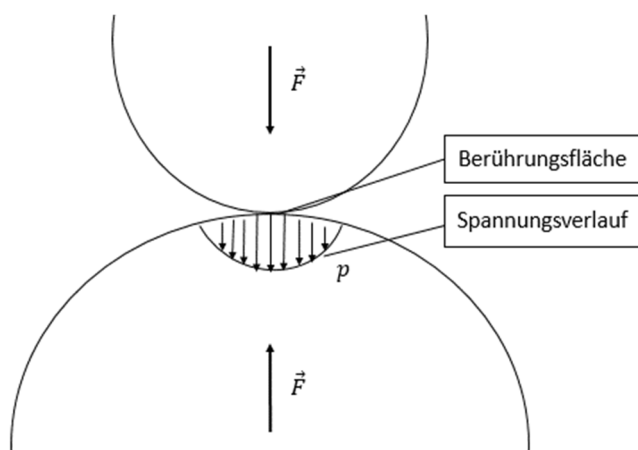


Abbildung 6-3 Hertz'sche Pressung [Hertz, 1881]

Bei der Kausimulation spielt die Geschwindigkeit des Antagonisten in Zusammenhang mit dem Aufsetzimpuls eine große Rolle. Um die auftretende Belastung so realistisch wie möglich zu halten, soll der Antagonist mit geringer Geschwindigkeit auf die Restauration auftreffen. Außerdem waren die Proben

Diskussion

mit den Probenhaltern fest verbunden und die Dämpfung war somit sehr gering. Deshalb wurden bei den benutzten Kausimulatoren die Frequenz erniedrigt und die Antagonisten pneumatisch abgebremst [Rues et al., 2011].

Insgesamt besitzen die in vitro Testverfahren eine verlässliche Aussagekraft über das Materialverhalten in klinischen Studien [Krejci et al., 1990b].

6.1.10 Versagenskriterium

Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten, das Versagen einer Restauration zu definieren. In dieser Untersuchung wurden zwei Versagensmodi untersucht. Der Riss ist eine Unterbrechung eines festen Materials entlang einer Linie. Der Bruch (engl.: bulk fracture) hingegen, ist ein stellenweiser Materialverlust der Restauration [Hickel et al., 2001].

Die drei hauptsächlichen Faktoren sind das Material, die Befestigung und der Zahn. Die Materialeigenschaften und Verarbeitung des Restaurationsmaterials spielen eine wichtige Rolle. Die Befestigung der Restauration am Zahn stellt eine weitere Fehlerquelle dar. Als letztes spielt die Präparation des Zahnes eine Rolle in der Lebensdauer der gesamten Einheit. So kann eine geringe Restdentinstärke zu einer geringeren Biegefestigkeit des Zahnes führen und somit einen Bruch der Restauration begünstigen [Arnetzl, 2008].

Bei den Vorversuchen von Schäfer, war die Restdentinstärke ausschlaggebend für die Fraktur der Proben. Bei den ursprünglich verwendeten Rinderfrontzähnen hatte die Pulpa eine große Ausdehnung und das verbliebene Dentin war so dünn, dass alle Restaurationen gebrochen sind [Schäfer, 2014]. Deshalb wurden die weiteren Versuche mit humanen Zähnen und einer klinisch relevanten Präparation durchgeführt.

6.1.10.1 Bruch als Versagenskriterium

Der Bruch der Restauration stellt ein klinisches Versagenskriterium dar. Der Bruch hat immer eine klinische Konsequenz. Er kann also eine Neuanfertigung der Restauration verursachen.

Die Neuanfertigung einer gebrochenen Restauration ist abhängig von ästhetischen, funktionellen und biologischen Faktoren. Die Reparatur der Restaurationen ist eine klinisch validierte Option [Opdam et al., 2012]. Marginale Randspaltbildungen und partielle Verluste von der Restauration oder des Zahnes können repariert werden. Freiliegendes Dentin, multiple, unzugängliche Defekte und funktionseinschränkende Defekte erfordern die Neuanfertigung der Restauration. Größere Defekte, welche nicht mit Kompositen und dem Überpolieren der scharfen Kanten repariert werden können, sind auch eine Kontraindikation für die Reparatur [Hickel et al., 2013].

Der Bruch kann unterschiedliche Ursachen haben, welche bei der Reparatur berücksichtigt werden müssen [Opdam et al., 2012]. Wenn es zur „katastrophalen“ Fraktur, also dem Lösen des adhäsiven Verbundes zwischen dem Zahn und dem gesprungenen Fragment kommt, muss die Restauration erneuert werden. Hier gilt zu beachten, dass ein Bruch der Restauration günstiger ist als ein Abplatzen des Schmelzes am Präparationsrand oder der Fraktur des Zahnes.

6.1.10.2 Riss als Versagenskriterium

Ein Riss in der Restauration hat geringe klinische Konsequenzen.

Ein optisch sichtbarer Riss wurde als Versagenskriterium definiert. Das Versagenskriterium „Riss“ stellt ein sehr hartes Kriterium dar. Der Riss wird sichtbar durch das Einstreuen des seitlichen LED Lichtes, welche an dem Spalt durch die unterschiedlichen Brechungsindexen der Keramik und Luft entsteht.

Diskussion

Denn ein sichtbarer Riss stellt nicht unbedingt eine Indikation für eine Neuanfertigung dar. Kleine, einzelne und mehrere Haarrisse in der Restauration werden als klinisch gut oder akzeptabel eingestuft [Hickel et al., 2010]. Denn auch gesprungene Restaurationen können noch lange ihre Funktionen erfüllen. So lange es nicht zur „katastrophalen“ Fraktur kommt, kann beobachtet und abgewartet werden [Opdam et al., 2012].

In dieser Untersuchung wurde der Riss als Versagenskriterium definiert, um bei der späteren klinischen Empfehlung kein Risiko einzugehen.

6.1.11 Diskussion der verwendeten Statistiken

Die statistische Auswertung der Versuche erfolgte mit der Lebensdaueruntersuchung nach Kaplan-Meier. Der Kaplan-Meier-Schätzer wurde ausgewählt, da er im Vergleich zur Weibull Verteilung, eine nicht parametrische statistische Auswertung darstellt. Die Weibull Verteilung besitzt zwei Parameter, wobei vor allem die Schätzung der Ausfallsteilheit (b) ein Problem darstellt. Der andere Parameter T , also die charakteristische Lebensdauer, muss auch geschätzt werden. Dies stellt bei geringer Probenanzahl eine große Ungenauigkeit dar. Deshalb fiel die Wahl für unsere Auswertung in Absprache mit Dr. Pfirrmann (Institut für medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie, Lehrstuhl für Biometrie und Bioinformatik, Marchioninistr. 15, 81377 München) auf den Kaplan-Meier-Schätzer.

Bei dem Vergleich mehrerer Kaplan-Meier-Kurven gibt es die Möglichkeit, die auftretenden Ereignisse unterschiedlich zu gewichten. Diese Funktion, genannt die rho Familie, wurde von Harrington und Fleming eingeführt. Wenn $\rho = 0$ gewählt wird, entspricht der Test dem logrank Test oder alternativ noch Mantel-

Diskussion

Haenszel Test genannt (Mantel and Haenszel 1959). Wenn $\rho = 1$ gewählt wird, entspricht dies der Peto & Peto Modifikation des Gehan-Wilcoxon Testes.

Bei der Peto & Peto Modifikation des Gehan-Wilcoxon Testes werden Ereignisse, die früh auftreten, stärker gewichtet als spät auftretende Ereignisse.

Der logrank Test macht hingegen keinen Unterschied in der Gewichtung, also werden alle Ereignisse gleichbehandelt (Harrington and Fleming 1982).

Es wurde $\rho = 0$ ausgewählt, damit alle Ereignisse gleich gewichtet werden.

Somit wurden die früh aufgetretenen Frakturen, welche eher auf Materialfehler zurückzuführen sind, nicht stärker gewichtet als Frakturen, welche auf unterkritisches Risswachstum zurückzuführen sind. Die klinische Konsequenz bleibt nach einer Fraktur die gleiche.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte nach Kaplan-Meier. Der Kaplan-Meier-Schätzer erlaubt es, die Überlebensdauer einer bestimmten Probe zu schätzen. Charakteristisch für diesen Test ist, dass der Zeitpunkt des Eintreffens des Ereignisses, in diesem Fall der Sprung des Kauflächenveneers, nicht im Voraus bekannt ist. Dieses Ereignis kann, muss aber nicht während des Beobachtungszeitraumes eintreffen. Wenn das Ereignis nicht auftritt, wird das als Zensur gewertet [Ziegler et al., 2007].

Die Vergleiche mehrere Gruppen erfolgt über den Logrank Test. Dieser ist ein nicht-parametrisches Verfahren zur Gegenüberstellung mehrerer Kaplan-Meier Kurven. Somit konnten die Ergebnisse mit denen von Frau Helena Schäfer verglichen werden.

Diskussion

Das Problem bei dem Vergleich der Ergebnisse war die Aufbereitung der Daten (siehe Aufbereitung der Daten zum Vergleich mit der Dissertation von Dr. Schäfer). Schäfer hatte keine Beobachtungen zwischen 100'000 und 1'000'000 Zyklen dokumentiert. Dadurch kommt es zu einem Informationsverlust bei der Aufbereitung. Alle Ereignisse, die bei den neuen Daten, zwischen 100.000 und 1 Mio. Zyklen aufgetreten sind, wurden so gewertet, als wäre das Ereignis erst nach 1 Mio. Zyklen beobachtet worden. Somit wurden nur die Zyklen miteinander verglichen, welche bei beiden Datensätzen vorhanden sind. Jedoch besteht ein großer Unterschied, ob die Proben kurz nach 100'000 Zyklen oder kurz vor einer Million Zyklen brechen. Die Unterschiede entsprechen drei bis 4 Jahre Überlebenszeit [DeLong et al., 1983].

6.2.2 Ergebnisse der Versuche

Es wurden insgesamt vier verschiedene Gruppen verglichen. Dabei wurde der Einfluss des Materials und des Präparationsdesigns untersucht.

6.2.2.1 Präparationsdesign

Der Vergleich der Präparationsformen zeigt kein statistisch signifikanter Unterschied. Das Präparationsdesign hat also keinen entscheidenden Einfluss auf die Zeitfestigkeit der Kauflächenveneers. Somit erübrigt sich eine schwierige, zeitintensive, substanzabtragende Präparation des Zahnes.

Die Entscheidung des Präparationsdesigns kann sich der klinischen Situation anpassen. So kann also je nach Ausgangssituation des Zahnes vor der Präparation entschieden werden, ob eine Stufe oder nicht präpariert wird. Dies ermöglicht eine minimalinvasivere Vorgehensweise. Außerdem kann beim Vorliegen einer Approximalkaries, die Präparation mit einer Stufe erweitert werden, um die Karies zu exkavieren und den Defekt zu fassen. Diese Präparationsart hat also keinen negativen Einfluss auf die Zeitfestigkeit des Kauflächenveneers.

6.2.2.2 Material

Bei dem statistischen Vergleich zwischen beiden Materialien, entsteht ein signifikanter Unterschied. Hier wird deutlich, dass die zweite untersuchte Variable einen größeren Einfluss auf die Zeitfestigkeit der Kauflächenveneers hat. Die Kauflächenveneers aus CeraSmart zeigen eine deutlich höhere Lebensdauer auf als die Kauflächenveneers aus CELTRA Duo. CeraSmart weist mit 99,4% und 99,5% eine sehr hohe Überlebenswahrscheinlichkeit auf. Jedoch

Diskussion

war bei dem Versagen nach 100'000 und 200'000 Zyklen eine Fraktur der Restauration vorhanden.

Das Fehlen von Rissen in CeraSmart kann einerseits durch das niedrige E-Modul des Komposites erklärt werden. Die Last wird durch das weiche Material abgedämpft und auf die Klebefuge und das Dentin verteilt. Durch das niedrige E-Modul ist es dehnbarer und resistenter gegen Sprödbrüche.

Andererseits ist das Vorhandensein von Frakturen auf den schlechteren adhäsiven Verbund zum Befestigungskomposit zurückzuführen. Durch die hochpolymerisierten Blöcke stehen weniger freie Radikale zur Verfügung. Dies macht die Vorbehandlung der Klebefläche unabdingbar für den Verbund [D'Arcangelo et al., 2007]. Beim Verlust der Adhäsion, kommt es deswegen zu einem Sprödbruch der Restauration.

Dagegen zeigten die Kauflächenveneers aus CELTRA Duo keine Frakturen, sondern nur Sprünge auf. Die Wahrscheinlichkeit diese Belastung intakt zu überstehen, lag jedoch nur bei 69,2% und 73,5%.

6.2.3 Lokalisation des Sprunges in dem Kauflächenveneer

Die Lokalisation des Sprunges des Kauflächenveneers lag immer im Bereich des Auftreffens des Antagonisten. Da die Proben fest fixiert waren und nicht bewegt wurden, konnte sichergestellt werden, dass der Kontaktpunkt des Antagonisten immer auf der gleichen Stelle war. Dies spricht dafür, dass es durch die zyklische Belastung der Restauration zu Oberflächendefekten kam, welche sich anschließend durch unterkritisches Risswachstum vergrößert haben und zu einem Sprung der Keramik führten.

Bei der Probe aus CELTRA Duo mit einer Stufenpräparation, welche bereits nach 100 Zyklen einen Riss aufwies, kann davon ausgegangen werden, dass

bereits beim Eingliedern ein oberflächlicher Defekt vorlag oder eine Blase unter der Auftreffstelle war, welcher die Festigkeit des Veneers herabsetzte. Das wahrscheinlichste ist eine fehlerhafte Verarbeitung der Restauration während der Politur oder eine Blase im Befestigungskomposit (siehe Abbildung 6-1 und Abbildung 6-2).

6.2.4 Einfluss des Materials

Die Gründe für das Versagen einer Restauration sind vielseitig. Die Art und das Ermüdungsverhalten des Materials, dessen Lagerung und die Herstellungsmethode, das Präparationsdesign und die Befestigungsmethode haben einen Einfluss [Kern et al., 1994]. Aber auch die hydrolytischen Einflüsse des Mundmilieus.

Die restlichen Proben, welche alle erst nach mehreren hunderttausend Zyklen brachen, sind auf die Eigenschaft des unterkritischen Risswachstums zurückzuführen. Durch die zyklische Belastung kommt es dabei zur Ausbreitung der Mikrorisse und zum Bruch der Restauration.

Bei der Aufbereitung der Mikro-CT Daten der Proben, welche für die Finite-Elemente Simulation bestimmt waren, wurde eine weitere Fehlerquelle deutlich. Trotz sorgfältigster Applikation des Befestigungskomposites und unter idealen Bedingungen kam es zur Blasenbildung unter der Restauration (siehe Abbildung 6-1 und Abbildung 6-2). Diese Lufteinschlüsse entstehen wahrscheinlich während des Anmischen und Aufbringen des Materials, weshalb eine Automixspritze sinnvoll erscheint.

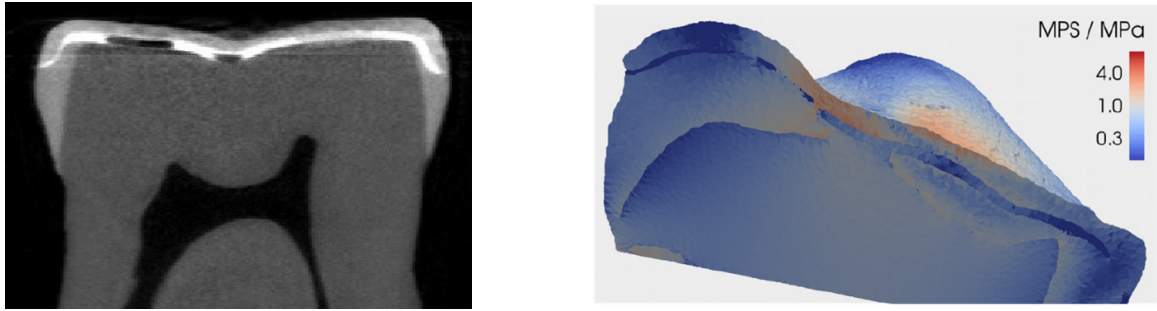


Abbildung 6-4 Vergleich der Mikro-CT Aufnahme mit der Finiten Elemente Analyse

Die Poren in der adhäsiven Befestigung führen zu einer erhöhten Dehnung der Restauration. Diese Fehlerquelle führt also zu einer erhöhten Rissausbreitung. Die Finite Elemente Analyse untermauert die Fehlerquelle. Im direkten Vergleich (siehe Abbildung 6-4) wird deutlich, dass sich die Spannungsspitzen im Material auf die Kontaktfläche und das darunter sich befindende Material konzentrieren (Hertz'sche Pressung). Durch die Luftblase kommt es zu einem Fehlen des adhäsiven Verbundes auf der Innenseite der Keramik. Die Restauration wird ungünstig auf Zug belastet und es kommt zum Risswachstum.

Das Restaurationsmaterial an sich stellt den größten Einfluss dar. Dies haben auch schon frühere Untersuchungen zu Kauflächenveneers veranschaulicht. Magne et al. (2010) untersuchten die Zeitfestigkeit von Kauflächenveneers aus verschiedenen Materialien. Das Präparationsdesign entsprach der Non-Präparationsvariante und die Restorationen wurden ebenfalls CAD/CAM hergestellt. Die Schichtstärke betrug dabei 1,2 mm. Die zyklische Belastung erfolgte maximal mit 185000 Zyklen, aber mit einer Belastung die von 200 N auf 1400 N anstieg. Die Restorationen aus dem Kompositblock (Paradigm MZ100) hatten eine 100% Überlebensrate und schnitten besser ab als die Restorationen aus Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD). Bei dem Versuchsaufbau wurden keine Fraktur der Restauration festgestellt, sondern der Versagensmodus der Veneers waren sichtbare Risse.

Diskussion

In einer weiteren Untersuchung von Schlichting et al. [Schlichting et al., 2011] wurde die Schichtstärke der Restaurationen auf 0,6 mm reduziert und es wurden weitere Materialien getestet. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Risszähigkeit deutlich erhöht werden kann, wenn das Restaurationsmaterial aus Komposit besteht [Magne et al., 2010, Magne et al., 2012].

Dies erklärt die sehr hohe Lebensdauer der Restaurationen aus CeraSmart. Die Vernetzung der kunststoffähnlichen Phase mit der Keramikphase resultiert in hervorragenden mechanischen Eigenschaften [Clarke, 1992]. Dieses Material kann sich, gegenüber Keramik, bei Druck- und Zugbelastungen besser plastisch verformen [Harris et al., 2002]. Obwohl CeraSmart eine geringere Härte und E-Modul besitzt, hat es ein gutes Frakturverhalten und verhindert die Rissausbreitung [Swain et al., 2016]. Das E-Modul von CeraSmart (12GPa) liegt in der physikalischen Größenordnung des E-Moduls des Dentins (18GPa). Ziel ist bei dieser biomimetischen Ansatzweise das Nachahmen der Natur [Kern, 2015]. Durch die Flexibilität des Zahnes, welche vor allem vom Dentin und des Faserapparates des Zahnes stammt, wird ein Großteil der Kaukraft absorbiert. Die bietet dem Zahn einen Schutz vor Rissen. Diese Funktion soll das Restaurationsmaterial auch übernehmen. Durch ein niedrigeres E-Modul wird die Elastizität erhöht, jedoch muss die Festigkeit des Materials ausreichend sein. Bei CeraSmart werden die Spannungsspitzen vom Polymernetzwerk aufgefangen. Dieses dehnt sich dabei aus und bremst die Rissfortpflanzung. Die Energie wird abgefangen und verformt das Material. Dadurch wird ein spontaner Sprödbbruch verhindert [Awada et al., 2015, Magne et al., 2013].

Bei dieser Studie wird der Unterschied zwischen CELTRA Duo und CeraSmart deutlich. Obwohl CELTRA Duo als zirkoniumdioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik ein sehr hohes E-Modul im Gegensatz zum CeraSmart besitzt, ist die Lebensdauer geringer. Bei einer Studie über das Frakturverhalten neuerer CAD/CAM Materialien lag CELTRA Duo sogar vor IPS e.max

CAD/CAM [Badawy et al., 2016]. Jedoch war dies nur der Fall, wenn CELTRA Duo einen Glanzbrand erhielt. Da in dieser Studie nur Chairside Materialien Anwendung fanden, wurden die Restaurationen nicht nach dem Fräsen gebrannt. Ohne Glanzbrand, wies CELTRA Duo eine ähnliche Bruchzähigkeit auf wie Vita Enamic [Badawy et al., 2016].

Also ist die Festigkeit von CELTRA Duo zu gering für dünne Schichtstärken. Der optionale Glanzbrand liefert nur eine temporäre Festigkeitssteigerung. Der Glanzbrand erhöht die Biegefestigkeit von CELTRA Duo deutlich und die Risszähigkeit wird erhöht. Die Erklärung liegt in der Struktur der Keramik. Die Hitzeanwendung führt zu einem „Nachfließen“ der Keramik. Bestehende Mikrorisse werden somit abgerundet und verkleinert. Dadurch entstehen die verbesserten mechanischen Eigenschaften [Badawy et al., 2016]. Der Glanzbrand verbessert die mechanischen Eigenschaften nicht dauerhaft. Schon beim Einschleifen der Okklusion und Approximalkontakte kommt es zu dessen Entfernung. Abrasion und chemische Einflüssen entfernen den Glanzbrand stetig [Cannillo et al., 2009].

Der Glanzbrand stellt also keinen Lösungsansatz für die häufigen Sprünge dar. Die Lösung ist die Verwendung eines von sich aus festeren Materials, wie zum Beispiel IPS e.max CAD [Schäfer, 2014].

6.2.5 Einfluss des Präparationsdesigns

Die Überlebenszeiten der beiden Präparationsdesigns wiesen keinen signifikanten Unterschied auf. Dies wurde auch schon in einer anderen Studie belegt. Clausen et al. (2010) untersuchten den Einfluss des verwendeten Restaurationsmaterial und des Präparationsdesigns auf die Zeitfestigkeit und Bruchzähigkeit der Kauflächenveneers. Die Restaurationen wurden im Labor hergestellt und die Schichtstärke entsprach 1,5 mm in der Fissur und 2 mm auf

den Höckern. Die Präparationsdesigns waren entweder die Non-Präp Variante oder die Stufe, des Weiteren wurde unterschieden, ob die Präparation okklusal im Schmelz war oder im Dentin. Zirkulär befand sich der Präparationsrand immer im Schmelz. Nach Thermocycling und zyklischen Belastung im Kausimulator, wurden die Proben bis zum Bruch belastet. Dabei spielte das Material die entscheidende Rolle, die Lithiumdisilikatkeramik hat eine höhere Risszähigkeit als die leuzitverstärkte Glaskeramik. Das Präparationsdesign hatte jedoch keinen signifikanten Einfluss auf die Zeitfestigkeit und das Bruchverhalten der Keramik [Clausen et al., 2010].

Die Gründe dafür zeigen sich in der Finite-Elemente Simulation. Da sich die Krafteinwirkung auf den Bereich des Antagonisten konzentriert, treten keine Spannungen an den Rändern der Restauration auf. Deswegen spielt die Form der Präparation für die Zeitfestigkeit der Kauflächenveneers keine Rolle. Des Weiteren dient der Befestigungskomposit als Stressabsorber. Dieser verteilt die auftretenden Kräfte gleichmäßiger auf die darunterliegende Zahnhartsubstanz. Dadurch kommt es zu weniger Spannungsspitzen (siehe Abbildung 5-9).

Wenn der Zahn massiv aus Schmelz besteht (wie zum Beispiel bei Bisshebungen), scheint das Material fast gar keinen Einfluss auf die Spannungen zu haben.

6.3 Vergleich mit der Studie von Dr. Schäfer

Die Grundlage dieser Dissertation ist die Arbeit von Dr. Schäfer [Schäfer, 2014]. Durch eine Reihe von Vorversuchen mit Rinderzähnen und den anschließenden Hauptversuchen mit humanen Zähnen, wurde von ihr die Methodik etabliert. Es wurden drei verschiedene Materialien getestet und die

Diskussion

Schichtstärke der Restaurationen wurde auf 0,3 - 0,5 mm reduziert. Die Versuche im Kausimulator wurden mit IPS Empress CAD, IPS e.max CAD und Lava Ultimate durchgeführt. Es wurde nur die Non-Präparations Variante getestet. Bei einer Belastung von 50 N und nach einer Million Kauzyklen, war die Überlebenswahrscheinlichkeit der Proben aus IPS Empress CAD bei 50%, bei Lava Ultimate bei 95% und bei IPS e.max CAD bei 100%. Alle Proben aus IPS e.max CAD überlebten auch eine weitere Million an Kaubelastung mit 100 N. Diese Ergebnisse zeigen, dass eine Schichtstärke von 0,3 - 0,5 mm ausreicht, um eine sehr hohe Überlebenswahrscheinlichkeit zu erreichen. Anschließend wurden die Ergebnisse von Frau Schäfer mit den neuen getesteten Materialien und Präparationsarten verglichen. Dieser Vergleich verdeutlicht, dass das Material einen deutlichen Einfluss auf die Lebensdauer der Kauflächenveneers hat, wobei das Präparationsdesign in dieser Studie keinen signifikanten Einfluss hat. IPS e.max CAD besitzt die höchste Biegezugfestigkeit mit 360MPa nach Glanzbrand, danach folgt Lava Ultimate CAD/CAM mit 200MPa. Die Kaplan-Meier-Schätzer liegen nach 1 Million Zyklen bei 100% respektive 95%. Im Gegensatz dazu, hat IPS Empress CAD mit einer Biegefestigkeit von 150-200MPa nur eine 50% Überlebenschance. Jedoch hat nicht nur die Biegefestigkeit eines Materials einen Einfluss auf die Zeitfestigkeit. Dies zeigt der Vergleich mit den neueren Materialien. Dabei spielt die Zusammensetzung des Materials eine große Rolle. Das interpenetrierendes Polymernetzwerk des CeraSmart führt zu einem sehr guten Frakturverhalten bei einer Biegefestigkeit von 220MPa [Clausen et al., 2010].

IPS Empress wird seit den neunziger Jahren ohne großes Frakturrisiko als Inlaymaterial verwendet [Kramer et al., 1999]. IPS Empress besitzt schwächere mechanische Eigenschaften als IPS e.max CAD. Somit sollte man erwarten können, dass das Frakturrisiko bei Restaurationen aus IPS e.max CAD noch geringer ist als bei Empress.

Diskussion

Jedoch wurden die Präparationsempfehlungen nie an die neuen Materialien angepasst. Unsere Daten zeigen jedoch, dass bei belastbareren Materialien (wie zum Beispiel IPS e.max CAD) die Schichtstärke reduziert werden kann. Dies ermöglicht eine substanzschonendere Präparation und den Erhalt gesunder Zahnhartsubstanz.

Aufgrund dieser Ergebnisse, ist die Frage nach dem Material beantwortet. Wenn dünne Kauflächenveneers aus Keramik hergestellt werden, dann nur aus IPS e.max CAD.

7 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Epidemiologische Studien zeigen einen Anstieg nichtkariös bedingter Zahnhartsubstanzverluste. Bei einer stetig älter werdenden Gesellschaft, steigt die Anzahl der Defekte durch Abrasionen und Erosionen [Meyer-Lückel et al., 2012]. Diese Zahnhartsubstanzdefekte von 1 bis 1,5 mm Schmelz reichen oft bis ins Dentin [Gillings et al., 1961]. Dadurch kommt es zu einem Verlust der vertikalen Bisshöhe und Interferenzen in der Front mit den Folgen: Schmelzabplatzungen, Zahnhalsdefekte und Überbelastungen.

Die Rehabilitation dieser Kausalität erfordert die Bisserrhöhung der Seitenzähne. Die Überkronung der Seitenzähne war jahrelang unabdingbar. Diese Therapie war jedoch invasiv und kostspielig [Turner et al., 1984].

Seit einiger Zeit werden Kauflächenveneers als Alternative diskutiert [Magne et al., 2012].

Die Präparationsempfehlungen und Materialauswahl stützen sich auf wenige, evidenzbasierte Studien.

Die Mindestschichtstärken der Restaurationen sind trotz Weiterentwicklung der Restaurationsmaterialien nicht angepasst worden und fordern einen okklusalen Substanzabtrag von 1,5-2 mm [Kern M, 2012].

Die Untersuchung von Dr. Schäfer hat gezeigt, dass eine Mindestschichtstärke von 0,5 mm bei einem Kauflächenveneer aus Lithiumdisilikatkeramik im Labor ausreichen könnte.

Der Zahnarzt kann, nach den klassischen Präparationsrichtlinien für Vollkeramikkkronen, den Zahn zirkulär mit einer Stufe fassen. Diese Präparationsart ist schwierig und zeitaufwändig [Kern M, 2012]. Hier stellt sich die Frage, ob ohne Verlust der Zeitfestigkeit der Restaurationen, auf die

Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Präparation verzichtet werden und die Präparation der klinischen Situation angepasst werden kann. Durch den vorhandenen erosiven Substanzverlust wäre eine ausreichende Mindestschichtstärke gegeben und der verbleibende Schmelz ermöglicht einen hervorragenden adhäsiven Verbund [Bowen et al., 1983].

Nach der Präparation, stellt sich die Frage nach dem idealen Restaurationsmaterial. Hat ein Material mit hohem oder niedrigem E-Modul positive Auswirkungen auf die Zeitfestigkeit. Die Spannungen verteilen sich im Material oder in dem Komplex Zahn-Restaurations. In unserer Untersuchung wurde ein Komposit mit niedrigem E-Modul mit einer Keramik (hohes E-Modul) verglichen.

Die Materialien werden im CAD/CAM Verfahren chairside hergestellt und ermöglichen eine kosten- und zeitsparende Versorgung [Rosenblum et al., 1997].

Bei dem ersten Material handelt es sich um CELTRA Duo (DeguDent GmbH, Haunau-Wolfgang, Deutschland). Werkstoffkundlich handelt es sich um eine zirkondioxidverstärkte Lithiumdisilikatkeramik.

Bei dem zweiten Material, CeraSmart (GC Corporation, Tokyo, Japan) handelt es sich um einen CAD/CAM verarbeitbaren Kompositblock.

Beide Materialien unterscheiden sich hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften.

Wesentliche Parameter der Versuche wurde von der Studie von Dr. Schäfer übernommen [Schäfer, 2014]. Alle Restaurationen wurden mit dem Cerec System (Sirona Dental GmbH, Wals, Österreich) in einer Schichtstärke von 0,5mm hergestellt. Es wurden jeweils 40 Proben aus CELTRA Duo und CeraSmart hergestellt. Davon wurde jeweils die Hälfte mit einer Stufe präpariert. Nach dem Thermocycling, wurde alle Proben im Kausimulator

Zusammenfassung und Schlussfolgerung

getestet. Die Proben mussten einer zyklischen Belastung von 1 Million Zyklen bei 50N standhalten. Ein Sprung oder ein Riss in der Restauration wurde als Versagenskriterium definiert. Anschließend wurden mit dem Kaplan-Meier-Schätzer die Lebensdauer berechnet.

Von den 20 Proben aus CELTRA Duo ohne Präparation wiesen nach 1 Million Zyklen 8 Proben einen Sprung auf so, dass nur 73,5% überlebten.

Die Proben aus Celtra Duo, welche hingegen eine Stufenpräparation erhielten, wiesen nach der Kausimulation 12 Proben einen Sprung auf. Somit beträgt der Kaplan-Meier-Schätzer 69,2%.

Von den 20 Proben aus CeraSmart, welche ein Non-Präparations Design erhielten, wies nach zyklischer Belastung nur eine Probe einen Sprung auf. Also überdauern 99,4% diese Belastung. Bei den Proben mit Stufenpräparation erlitt auch nur eine Restauration einen Bruch, somit überleben 99,5% 1 Million Zyklen.

CeraSmart schnitt deutlich besser ab als CELTRA Duo. CELTRA Duo wurde ohne Glasurbrand verwendet und wies dadurch nur durchschnittliche mechanische Eigenschaften auf. Der optionale Glanzbrand ist nicht dauerhaft und somit nicht zu Festigkeitssteigerung geeignet. CeraSmart hat durch das Polymernetzwerk eine stoßdämpfende Wirkung und kann die Spannungsspitzen im Material besser durch Verformung verteilen. Dadurch werden Risse im Material weitgehend vermieden [Magne et al., 2013]. Im Vergleich mit den Daten von Dr. Schäfer, schneidet IPS e.max CAD als Keramik am besten ab. Der nötige Kristallisationsbrand ist einem Glanzbrand von CELTRA Duo vorzuziehen.

Diese Ergebnisse verdeutlichen den Einfluss des Materials auf die Lebensdauer. Dagegen hat das Präparationsdesign keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Lebensdauer.

Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Dies wird auch bekräftigt durch die Ergebnisse der Finite-Elemente-Simulation: die auftretenden okklusalen Kräfte führen zu lokalen Spannungen unterhalb des Antagonisten. Der Adhäsivverbund verteilt die Spannung auf den Zahn. Dabei entstehen keine Spannungsspitzen an den Rändern. Bei einem Material mit hohem E-Modul, bleibt und verteilt sich die Spannung in der Restauration. Bei einem niedrigen E-Modul, kommt es zur Übertragung der Kräfte auf den Verbund und den restaurierten Zahn.

Diese Dissertation bestätigt die Zeitfestigkeit von Kauflächenveneers dieser neuen Materialien bei reduzierter Schichtstärke. Dabei kann die Präparationsart je nach vorliegendem Defekt ausgewählt werden. Die Keramik der Wahl stellt IPS e.max CAD dar [Schäfer, 2014]. Jedoch müssen weitere experimentelle Studien zu diesen neuen Materialien erfolgen um die werkstoffkundlichen Eigenschaften besser zu verstehen. Allem voran sind jetzt klinische Studien erforderlich, um die Zuverlässigkeit dieser minimalinvasiven Methode zu bestätigen.

8 Literaturverzeichnis

- Aboushelib, M.N., Sleem, D. 2014. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *The journal of adhesive dentistry*. 16(6):547-552.
- Altman, D.G., Bland, J.M. 1998. Time to event (survival) data. *BMJ*. 317(7156):468-469.
- Ardelt T., B.C., Daus N., Eichgrün K., Hessel D., Kries R., Pähler D., Schäfer, L., S.C., Sprengler R. Sroka. 2001. Charakterisierung keramischer Oberflächen,
Teil 1: Vollständige und einheitliche Beschreibung keramischer Oberflächen. *IDR 35* 2.171-179.
- Arnetzl, G. 2008. Präparationstechnik für die Vollkeramik - die Materialbeschaffenheit als Grundlage für die Präparationsform. *24(5):284*.
- Arnetzl, G.V., Arnetzl, G. 2006. Design of preparations for all-ceramic inlay materials. *International journal of computerized dentistry*. 9(4):289-298.
- Arnetzl, G.V., Arnetzl, G. 2012. Reliability of nonretentive all-ceramic CAD/CAM overlays. *International journal of computerized dentistry*. 15(3):185-197.
- Ashby, M.F., Jones, D.R.H. 2012a. Chapter 1 - Engineering Materials and Their Properties. *Engineering Materials 1 (Fourth Edition)*.1-12.
- Ashby, M.F., Jones, D.R.H. 2012b. Chapter 13 - Fast Fracture and Toughness. *Engineering Materials 1 (Fourth Edition)*.187-203.
- Ashby, M.F., Jones, D.R.H. 2012c. Chapter 17 - Fatigue Failure. *Engineering Materials 1 (Fourth Edition)*.249-263.
- Ashby, M.F., Jones, D.R.H. 2013. Chapter 17 - Ceramics. *Engineering Materials 2 (Fourth Edition)*.299-312.
- Asmussen, E., Munksgaard, E.C. 1985. Bonding of restorative resins to dentine promoted by aqueous mixtures of aldehydes and active monomers. *Int Dent J*. 35(2):160-165.
- Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C.L., Watts, D.C. 2004. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials*. 20(9):862-872.
- Awada, A., Nathanson, D. 2015. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 114(4):587-593.
- Badawy, R., El-Mowafy, O., Tam, L.E. 2016. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials – Alternative loading approach for compact tension test. *Dental Materials*. 32(7):847-852.
- Bartlett, D., Ganss, C., Lussi, A. 2008. Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs. *Clinical oral investigations*. 12 Suppl 1:S65-68.
- Bates, J.F., Stafford, G.D., Harrison, A. 1976. Masticatory function—a review of the literature. *Journal of Oral Rehabilitation*. 3(1):57-67.

Literaturverzeichnis

Bayne, S.C. 2007. Dental restorations for oral rehabilitation – testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making*. *Journal of Oral Rehabilitation*. 34(12):921-932.

Bindl, A., Lüthy, H., Mörmann, W.H. 2006. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*. 22(1):29-36.

Bowen, R.L., Cobb, E.N. 1983. A method for bonding to dentin and enamel. *Journal of the American Dental Association* (1939). 107(5):734-736.

Buonocore, M.G. 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 34(6):849-853.

Cannillo, V., Esposito, L., Rambaldi, E., Sola, A., Tucci, A. 2009. Microstructural and mechanical changes by chemical ageing of glazed ceramic surfaces. *Journal of the European Ceramic Society*. 29(9):1561-1569.

Castagnola, L., Wirz, J., Garberoglio, R. 1975. [Enamel etching for conservative dental treatment]. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie*. 85(10):975-1011.

Choi, B.J., Kim, S.C., Im, Y.W., Lee, J.W., Lee, H.H. 2015. Uniaxial and biaxial flexural strengths of resin-composite CAD-CAM blocks. *Dental Materials*. 31, Supplement 1:e31-e32.

Clarke, D.R. 1992. Interpenetrating Phase Composites. *Journal of the American Ceramic Society*. 75(4):739-758.

Clausen, J.-O., Abou Tara, M., Kern, M. 2010. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials*. 26(6):533-538.

Craig, R.G., Peyton, F.A. 1958. The micro-hardness of enamel and dentin. *Journal of dental research*. 37(4):661-668.

D'Arcangelo, C., Vanini, L. 2007. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *The journal of adhesive dentistry*. 9(3):319-326.

D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G.D., De Angelis, F. 2016. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 115(3):350-355.

Danzer, R., Lube, T., Supancic, P., Damani, R. 2008. Fracture of Ceramics. *Advanced Engineering Materials*. 10(4):275-298.

De Boever, J.A., McCall, W.D., Holden, S., Ash, M.M. 1978. Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 40(3):326-333.

De Jager, N., Pallav, P., Feilzer, A.J. 2005. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dental Materials*. 21(3):242-251.

de With, G., Wagemans, H.H.M. 1989. Ball-on-Ring Test Revisited. *Journal of the American Ceramic Society*. 72(8):1538-1541.

Della Bona, A., Kelly, J.R. 2008. The clinical success of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939). 139 Suppl:8s-13s.

Literaturverzeichnis

DeLong, R., Douglas, W.H. 1983. Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *Journal of dental research*. 62(1):32-36.

Denry, I. 2013. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dental Materials*. 29(1):85-96.

Edelhoff, D., Sorensen, J.A. 2002. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 22(3):241-249.

Fasbinder, D.J. 2010. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*. 31(9):702-704, 706, 708-709.

Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L. 1988. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 59(3):297-300.

Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter, A.P., Van Der Bilt, A., Van 't Hof, M.A., Witter, D.J., Kalk, W., Jansen, J.A. 2000. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. *Journal of dental research*. 79(7):1519-1524.

Frankenberger, R., Hartmann, V.E., Krech, M., Kramer, N., Reich, S., Braun, A., Roggendorf, M. 2015. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *International journal of computerized dentistry*. 18(1):9-20.

Frankenberger, R., Kramer, N., Appelt, A., Lohbauer, U., Naumann, M., Roggendorf, M.J. 2011. Chairside vs. labside ceramic inlays: effect of temporary restoration and adhesive luting on enamel cracks and marginal integrity. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 27(9):892-898.

Frankenberger, R., Taschner, M., Garcia-Godoy, F., Petschelt, A., Kramer, N. 2008. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *The journal of adhesive dentistry*. 10(5):393-398.

Ganss, C., Klimek, J., Giese, K. 2001. Dental erosion in children and adolescents--a cross-sectional and longitudinal investigation using study models. *Community dentistry and oral epidemiology*. 29(4):264-271.

Gehre G, K.H. 2008. Vollkeramische Systeme. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 2 - Werkstoffe unter klinischen Aspekten*:268-312.

Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S., Edelhoff, D. 2013. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical oral investigations*. 17(1):275-284.

Gernet, W.B., Florian; Biffar, Reiner; Schwenzer, Norbert; Ehrenfeld, Michael. 2011. Kronen- und Brückenprothetik. *Zahnärztliche Prothetik*.36-66.

Geurtsen, W., Schwarze, T., Gunay, H. 2003. Diagnosis, therapy, and prevention of the cracked tooth syndrome. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 34(6):409-417.

Gillings, B., Buonocore, M. 1961. Thickness of enamel at the base of pits and fissures in human molars and bicuspsids. *Journal of dental research*. 40:119-133.

Gilman, J.J. 1967. *The Nature of Ceramics*. 217(113).

Guess, P.C., Zavanelli, R.A., Silva, N.R.F.A., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Thompson, V.P. 2010. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 23(5):434-442.

Literaturverzeichnis

Harper, R.P. 2000. Clinical indications for altering vertical dimension of occlusion. Functional and biologic considerations for reconstruction of the dental occlusion. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 31(4):275-280.

Harris, J.J., Marquis, P.M. 2002. Comparison of the deformation and failure characteristics of morphologically distinct metal-glass interpenetrating phase composites. Journal of Materials Science. 37(13):2801-2810.

He, L.H., Swain, M. 2011. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 27(6):527-534.

Heintze, S.D. 2006. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. Dental Materials. 22(8):712-734.

Hertz, H. 1881. Über die Berührung fester elastischer Körper. Journal für die reine und angewandte Mathematik. 92:156-171.

Hickel, R., Brushaver, K., Ilie, N. 2013. Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 29(1):28-50.

Hickel, R., Manhart, J. 2001. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. The journal of adhesive dentistry. 3(1):45-64.

Hickel, R., Peschke, A., Tyas, M., Mjor, I., Bayne, S., Peters, M., Hiller, K.A., Randall, R., Vanherle, G., Heintze, S.D. 2010. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. The journal of adhesive dentistry. 12(4):259-272.

Holberg, C., Winterhalder, P., Wichelhaus, A., Hickel, R., Huth, K. 2013. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: A finite element analysis. Dental Materials. 29(12):1244-1250.

Hull, D. 1999. Fractography : observing, measuring, and interpreting fracture surface topography.

Ilie, N., Kunzelmann, K.-H, Hickel, R. 2005. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Komposite. Dtsch Zahnärztl Z. 60(6):321-334.

Johansson, A., Johansson, A.K., Omar, R., Carlsson, G.E. 2008. Rehabilitation of the worn dentition*. Journal of Oral Rehabilitation. 35(7):548-566.

Johnson, A.C., Versluis, A., Tantbirojn, D., Ahuja, S. 2014. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. Journal of Prosthodontic Research. 58(2):107-114.

K.H. Körber, K.L. 1983. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Labor (Munch). 31:55-60.

Kamonkhantikul, K., Arksornnukit, M., Lauvahunon, S., Takahashi, H. 2016. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. Dental materials journal. 35(2):225-232.

Karl, E., Heinrich, K. 2008. Zahnärztliche Werkstoffe Und Ihre Verarbeitung.

Kelly, J.R., Campbell, S.D., Bowen, H.K. 1989. Fracture-surface analysis of dental ceramics. The Journal of prosthetic dentistry. 62(5):536-541.

Kern, M. 2015. Biomechanische Merkmale im Fokus Hybrid- und Verbundwerkstoffe mit schmelzähnlichen Eigenschaften. ZWR. 124(09):394-401.

Literaturverzeichnis

Kern, M., Fechtig, T., Strub, J.R. 1994. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 71(3):251-256.

Kern M, K.R., Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH. 2012. Vollkeramik auf einen Blick.

Knoop, F.P., C.G.; Emerson, W.B. 1939. A sensitive pyramidal-diamond tool for indentation measurements. *J. Res. Natl. Bur. Stand.* Vol. 23:p. 39.

Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Dan, H., Azuma, T., Karita, K. 2004. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology*. 49(10):805-816.

Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., Matsumura, H. 2015. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal*. 34(6):881-887.

Körber, K. 1985. Zahnärztliche Prothetik I/II.

Kramer, N., Frankenberger, R., Pelka, M., Petschelt, A. 1999. IPS Empress inlays and onlays after four years--a clinical study. *J Dent*. 27(5):325-331.

Kramer, N., Lohbauer, U., Frankenberger, R. 2000. Adhesive luting of indirect restorations. *American journal of dentistry*. 13(Spec No):60d-76d.

Krejci, I., Albert, P., Lutz, F. 1999. The influence of antagonist standardization on wear. *Journal of dental research*. 78(2):713-719.

Krejci, I., Picco, U., Lutz, F. 1990a. [Dentin bonding with tooth-colored adhesive MOD immediate inlays made of composites]. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*. 100(10):1151-1159.

Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M. 1990b. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*. 100:953-960.

Kunzelmann, K.H.D.R. 2007. Computing Local Thickness of 3D Structures with ImageJ. *Microscopy and Microanalysis*. 13.

Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G. 1999. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 15(2):128-137.

Lambrechts, P., Debels, E., Van Landuyt, K., Peumans, M., Van Meerbeek, B. 2006. How to simulate wear?: Overview of existing methods. *Dental Materials*. 22(8):693-701.

Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W.J., Arksornnukit, M. 2014. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*. 33(5):705-710.

Leung, B.T., Tsoi, J.K., Matinlinna, J.P., Pow, E.H. 2015. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 114(3):440-446.

Liu, B., Lu, C., Wu, Y., Zhang, X., Arola, D., Zhang, D. 2011. The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 20(1):35-44.

Literaturverzeichnis

Lohbauer, U., Krämer, N., Petschelt, A., Frankenberger, R. 2008a. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dental Materials*. 24(1):39-44.

Lohbauer, U., Müller, F.A., Petschelt, A. 2008b. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dental Materials*. 24(2):250-256.

Lussi, A., Hellwig, E., Zero, D., Jaeggi, T. 2006. Erosive tooth wear: diagnosis, risk factors and prevention. *American journal of dentistry*. 19(6):319-325.

Lussi, A., Schaffner, M., Hotz, P., Suter, P. 1991. Dental erosion in a population of Swiss adults. *Community dentistry and oral epidemiology*. 19(5):286-290.

Luthardt, R., Weber, A., Rudolph, H., Schone, C., Quaas, S., Walter, M. 2002. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *International journal of computerized dentistry*. 5(2-3):165-176.

M. J. Turner, R.W.C. 1956. Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures. *Journal of the Aeronautical Sciences*. 23(9):805-823.

M. Kern, F.B., R. Frankenberger, R.J. Kohal, K.H. Kunzelmann, A. Mehl, P. Pospiech, B. Reiss. 2006. Vollkeramik auf einen Blick

Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. Ettlingen(Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde).

Magne, P. 2005. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *Journal of esthetic and restorative dentistry* : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]. 17(3):144-154; discussion 155.

Magne, P. 2007. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*. 23(5):539-548.

Magne P, B.U. 2002. Understanding the intact tooth and the biomimetic principle. *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach*.23-55.

Magne, P., Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N. 2010. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 104(3):149-157.

Magne, P., Silva, M., Oderich, E., Boff, L.L., Enciso, R. 2013. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clinical oral implants research*. 24(2):143-148.

Magne, P., Stanley, K., Schlichting, L.H. 2012. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dental Materials*. 28(7):777-782.

Maier, H.R. 1995. Leitfaden Technische Keramik, Werkstofftechnik Keramik

Mair, L., Padipatvuthikul, P. 2010. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 26(2):e17-23.

Marx, R. 1993. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen. Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* : DZZ. 48:229-236.

Marxkors, R., Meiners, H. 1988. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.

Literaturverzeichnis

- Mehl, A., Kunzelmann, K.H., Folwaczny, M., Hickel, R. 2004. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. The journal of adhesive dentistry. 6(3):239-245.
- Mesko, M.E., Sarkis-Onofre, R., Cenci, M.S., Opdam, N.J., Loomans, B., Pereira-Cenci, T. 2016. Rehabilitation of severely worn teeth: A systematic review. Journal of Dentistry. 48:9-15.
- Meyer-Lückel, H., Paris, S., Ekstrand, K.R. 2012. 8 Epidemiologie der Karies und nicht kariöser Zahnhartsubstanndefekte. Karies.
- Michalske, T.A., Freiman, S.W. 1982. A molecular interpretation of stress corrosion in silica. Nature. 295(5849):511-512.
- Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, B.N. 2003. An application of nanotechnology in advanced dental materials. Journal of the American Dental Association (1939). 134(10):1382-1390.
- Morin, D.L., Cross, M., Voller, V.R., Douglas, W.H., DeLong, R. 1988a. Biophysical stress analysis of restored teeth: modelling and analysis. Dental Materials. 4(2):77-84.
- Morin, D.L., Douglas, W.H., Cross, M., Delong, R. 1988b. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. Dental Materials. 4(1):41-48.
- Mormann, W.H. 1982. [Composite inlays: a research model with practice potential?]. Quintessenz. 33(10):1891-1901.
- Mörmann, W.H. 2006. The evolution of the CEREC system. Journal of the American Dental Association (1939). 137 Suppl:7s-13s.
- Mörmann, W.H., Bindl, A. 1996. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 27(12):821-828.
- Mormann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakow, F. 1989. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 20(5):329-339.
- Mörmann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakow, F. 1989. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 20(5):329-339.
- Murphy, T.R. 1965. The timing and mechanism of the human masticatory stroke. Archives of Oral Biology. 10(6):981-10935.
- Naumann, M., Metzdorf, G., Fokkinga, W., Watzke, R., Sterzenbach, G., Bayne, S., Rosentritt, M. 2009. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. Journal of Oral Rehabilitation. 36(4):299-312.
- Nguyen, J.F., Migonney, V., Ruse, N.D., Sadoun, M. 2012. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 28(5):529-534.
- Nose, T., Fujii, T. 1988. Evaluation of Fracture Toughness for Ceramic Materials by a Single-Edge-Precracked-Beam Method. Journal of the American Ceramic Society. 71(5):328-333.
- O'Brien, W.J. 2002. Abrasion, Polishing, and Bleaching. Dental Materials and Their Selection. 160-167.

Literaturverzeichnis

Opdam, N.J., Bronkhorst, E.M., Loomans, B.A., Huysmans, M.C. 2012. Longevity of repaired restorations: a practice based study. *J Dent.* 40(10):829-835.

Parfitt, G.J. 1960. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *Journal of dental research.* 39:608-618.

Pfeiffer, P., Marx, R. 1989. [Temperature loading of resin-bonded bridges and its effect on the composite strength of the adhesive bond]. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO.* 99(7):782-786.

Phan, A.C., Tang, M.-l., Nguyen, J.-F., Ruse, N.D., Sadoun, M. 2014. High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate—Mechanical properties and monomer release. *Dental Materials.* 30(3):350-356.

Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Rosentritt, M. 2015. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 31(11):1363-1369.

Qasim, T., Bush, M.B., Hu, X., Lawn, B.R. 2005. Contact damage in brittle coating layers: Influence of surface curvature. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials.* 73B(1):179-185.

Rammelsberg, P., Eickemeyer, G., Erdelt, K., Pospiech, P. 2000. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *The Journal of prosthetic dentistry.* 84(3):303-308.

Redford, D.A.J.M.E. 1986. Etched porcelain resinbonded posterior restorations: Cuspal flexure, strength, microleakage. *Journal of dental research.* 65(Special Issue B):p 344.

Reeh, E.S., Messer, H.H., Douglas, W.H. 1989. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics.* 15(11):512-516.

Rees, J.S., Jacobsen, P.H., Hickman, J. 1994. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. *Clinical Materials.* 17(1):11-15.

Rehbinder, P.A., Shchukin, E.D. 1972. Surface phenomena in solids during deformation and fracture processes. *Progress in Surface Science.* 3:97-188.

Ritter, J.E. 1995. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 11(2):142-146.

Robert L. Smith, G.E.S. 1922. An Accurate Method of Determining the Hardness of Metals, with Particular Reference to Those of a High Degree of Hardness. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers.* Vol. 1:p 623–641.

Rosenblum, M.A., Schulman, A. 1997. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939). 128(3):297-307.

Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Crispin, B.J. 1998. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry.* 80(3):280-301.

Rosentritt, M., Siavikis, G., Behr, M., Kolbeck, C., Handel, G. 2008. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent.* 36(12):1048-1053.

Rothman, K.J., Greenland, S., Lash, T.L. 2008. Modern epidemiology.

Literaturverzeichnis

Roulet, J.F. 1994. Marginal integrity: clinical significance. J Dent. 22 Suppl 1:S9-12.

Rueggeberg, F. 1999. Contemporary issues in photocuring. Compendium of continuing education in dentistry. (Jamesburg, N.J. : 1995). Supplement. (25):S4-15; quiz S73.

Rueggeberg, F.A., Craig, R.G. 1988. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. Journal of dental research. 67(6):932-937.

Rues, S., Huber, G., Rammelsberg, P., Stober, T. 2011. Effect of impact velocity and specimen stiffness on contact forces in a weight-controlled chewing simulator. Dental Materials. 27(12):1267-1272.

Sadowsky, S.J. 2006. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry. 96(6):433-442.

Salmang, H., Telle, R., Scholze, H. 2006. Keramik.

Schäfer, H. 2014. Experimentelle In-vitro Studie zum Ermüdungsverhalten CAD/CAM-gefertigter Kauflächenveneers bei subgrenzwertiger Materialstärke. Medizinische Fakultät.

Scherrer, S.S., de Rijk, W.G. 1993. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. The International journal of prosthodontics. 6(5):462-467.

Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N., Magne, P. 2011. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. The Journal of prosthetic dentistry. 105(4):217-226.

Signore, A., Benedicenti, S., Covani, U., Ravera, G. 2007. A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. The International journal of prosthodontics. 20(6):609-616.

Singer, R., Röttscher, K., Seifert, G., Solheim, T., Pilz, W., Leopold, D. 2000. Forensische Zahnmedizin: Forensische Odonto-Stomatologie.

Sjögren, G., Sletten, G., Dahl, J.E. 2000. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and MTT tests. The Journal of prosthetic dentistry. 84(2):229-236.

Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., Guth, J.F. 2015. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 55:1-11.

Steiner, M., Mitsias, M.E., Ludwig, K., Kern, M. 2009. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. Dental Materials. 25(4):494-499.

Strassler, H.E., Lowe, R.A. 2011. Chairside resin-based provisional restorative materials for fixed prosthodontics. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995). 32(9):10, 12, 14 passim; quiz 20, 38.

Strub, J.R.K., M. / Türp, J. C. / Witkowski, S. / Heydecke, G. / Wolfart, S. 2011. Curriculum Prothetik. Curriculum.

Stümke, M. 2008. Einführung In die Metallkunde. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1 - Grundlagen und Verarbeitung:63-88.

Suh, B.I. 2003. New concepts and technology for processing of indirect composites. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995). 24(8 Suppl):40-42.

Literaturverzeichnis

Swain, M.V., Coldea, A., Bilkhair, A., Guess, P.C. 2016. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*. 32(1):34-42.

Takahashi, H., Finger, W.J., Endo, T., Kanehira, M., Koottathape, N., Komatsu, M., Balkenhol, M. 2011. Comparative evaluation of mechanical characteristics of nanofiller containing resin composites. *American journal of dentistry*. 24(5):264-270.

Thompson, J.Y., Anusavice, K.J., Naman, A., Morris, H.F. 1994. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *Journal of dental research*. 73(12):1824-1832.

Tian, T., Tsoi, J.K., Matinlinna, J.P., Burrow, M.F. 2014. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 30(7):e147-162.

Tinschert, J. 2007. Oxidkeramiken und CAD-CAM-Technologien

Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde ; mit 48 Tabellen. Köln(J. Tinschert ... (Hrsg.). Mit Beitr. von A. Baltzer ...).

Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R., Anusavice, K.J. 2000. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*. 28(7):529-535.

Turner, K.A., Missirlian, D.M. 1984. Restoration of the extremely worn dentition. *The Journal of prosthetic dentistry*. 52(4):467-474.

Wachtman, J. 1996. Mechanical properties of ceramics.

Waltimo, A., Könönen, M. 1993. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *European Journal of Oral Sciences*. 101(3):171-175.

Warnecke, G., Rosenberger, U. Wimmer, J. 1993. Mikrovorgänge beim Schleifen von Hochleistungskeramik. *IDR* 27:247-252.

Watts, D.C., Amer, O.M., Combe, E.C. 1987. Surface hardness development in light-cured composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 3(5):265-269.

White, S.N., Yu, Z. 1993. Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 69(6):568-572.

Withers, P.J. 2007. Residual stress and its role in failure. *Reports on Progress in Physics*. 70(12):2211.

Wolfart, M., Lehmann, F., Wolfart, S., Kern, M. 2007. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials*. 23(1):45-50.

Ziegler, A., Lange, S., Bender, R. 2007. [Survival analysis: properties and Kaplan-Meier method]. *Deutsche medizinische Wochenschrift (1946)*. 132 Suppl 1:e36-38.

Zienkiewicz, O.C., Taylor, R.L., Zhu, J.Z. 2005. 1 - The standard discrete system and origins of the finite element method. *The Finite Element Method Set (Sixth Edition)*.1-18.

9 Anhang

Probennr.	Material	Referenznummer und Lot	Ablaufdatum
1301	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1302	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1303	Celtra Duo C14 HT A2	Ref: 5365411215 Lot: 18016686	Use by : 10/2028
1304	Celtra Duo C14 LT A1	Ref: 5365411005 Lot: 19010334	Use by : 02/2028
1305	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1306	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2301	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2302	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2303	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2304	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2305	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2306	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2401	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2402	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2403	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2404	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2405	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2406	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1401	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1402	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1403	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1404	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1405	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1406	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1307	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1308	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1309	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1310	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029

Anhang

1311	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1312	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2307	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2308	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2309	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2310	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2311	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2312	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2407	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2408	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2409	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2410	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2411	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2412	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1407	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1408	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1409	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1410	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1411	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1412	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1413	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1414	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1415	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1416	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1417	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1418	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1419	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1420	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
1313	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1314	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1315	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029

Anhang

1316	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1317	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1318	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1319	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
1320	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2313	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2314	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2315	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2316	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2317	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2318	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2319	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2320	Celtra Duo C14 LT A3	Ref: 5365411025 Lot: 18018143	Use by : 04/2029
2413	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2414	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2415	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2416	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2417	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2418	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2419	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019
2420	GC CeraSmart A2 HT 14	Order No: 008508 Lot: 1407231	Use by : 07/2019

Tabelle 9-1 Proben mit Details

Anhang

Hersteller	Produkt	Referenz	LOT	Verfalldatum
Ivoclar Vivadent	Variolink II Catalyst	yellow/Gelb (210/A3) dünnflüssig	LOT R68654	EXP 2015-03
Ivoclar Vivadent	Variolink II Base	yellow/Gelb (210/A3)	LOT S51844	EXP 2016-05
Ivoclar Vivadent	TOTAL ETCH Ätzgel	37 % Phosphorsäure	LOT 11900	EXP 2016-09
Ivoclar Vivadent	Vita Ceramics Etch	5% Fluorwasserstoff	LOT 34320	EXP 2015-03
Dentsply DeTrey	Airblock	Ref 606.15.300	LOT T102000735	EXP 2015-10
3M ESPE	Sil	Silan Coupling Agent, 8 mL Liquid	LOT 506448	EXP 2016-02
Ivoclar Vivadent	Syntac Primer		LOT T05696	EXP 2016-08
Ivoclar Vivadent	Syntac Adhesive		LOT T10350	EXP 2016-08
Ivoclar Vivadent	Heliobond		LOT S40936	EXP 2018-09
3M ESPE	Lava Ultimate CAD/CAM	Ref 3314A2-HT A2-HT for Cerec Size 14L	LOT N400936	EXP 2017-06
3M ESPE	Lava Ultimate CAD/CAM	Ref 3314A3-LT A3-LT for Cerec Size 14L	LOT N538540	EXP 2018-11
Dentsply DeTrey	CELTRA Duo C14 LT A3	Ref 5365411025	Lot 18018143	EXP 2029-04
GC	CeraSmart A2 HT 14	Ref 008508	Lot 1407231	EXP 2019-07

Tabelle 9-2 Verwendete Materialien

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1 Überblick der Dentalkeramiken.....	10
Abbildung 4-1 Lava Ultimate CAD/CAM Keramikblock.....	39
Abbildung 4-2 CeraSmart CAD/CAM Kompositblock.....	40
Abbildung 4-3 CELTRA Duo CAD/CAM Keramikblock	41
Abbildung 4-4 Diamanten der Form Egg/Football	46
Abbildung 4-5 Diamanten der Form "Konisch mit abgerundeter Kante"	46
Abbildung 4-6 Non-Präparation.....	46
Abbildung 4-7 Stufenpräparation.....	46
Abbildung 4-8 Cerec Gerät mit Omnicam	50
Abbildung 4-9 Eingescannte Präparation.....	50
Abbildung 4-10 Präparationsrand angezeichnet	50
Abbildung 4-11 Wachsmodellation des Kauflächenveneers	50
Abbildung 4-12 Gestalten der Restauration	51
Abbildung 4-13 Fertig gestaltete Restauration	51
Abbildung 4-14 Überprüfen der Schichtstärke	51
Abbildung 4-15 Auswahl der Abstichstelle	51
Abbildung 4-16 Fräsvorgang in der Schleifeinheit CEREC inLab MC XL.....	51
Abbildung 4-17 Teilweise fertig gestelltes Veneer. Der Schleifvorgang wurde abgebrochen, um die Herstellung des Veneers zu demonstrieren	52
Abbildung 4-18 Poliertes und adhäsiv befestigtes Kauflächenveneer.....	55
Abbildung 4-19 Antagonist.....	56
Abbildung 4-20 Befestigung der Proben.....	57
Abbildung 4-21 Präparierter Zahn auf dem Probenhalter fixiert, mit Wachsmodellation.....	57
Abbildung 4-22 Kausimulator.....	59
Abbildung 4-23 Einspannen der Proben im Kausimulator	59
Abbildung 4-24 Bewegungsablauf im Kausimulator.....	60
Abbildung 4-25 Darstellung der Risse mittels LED Seitenlicht.....	61

Anhang

Abbildung 4-26 Checkliste Kausimulator.....	62
Abbildung 4-27 Mikro CT Aufnahmen der Probe mit und ohne Kauflächenveneer.....	63
Abbildung 4-28 Tetraedrisches Mesh	64
Abbildung 4-29 Darstellung der Kraftvektoren (rot) der okklusalen Belastung	65
Abbildung 5-1 Darstellung eines Risses bei einer Probe aus CELTRA Duo	72
Abbildung 5-2 Sichtbar werden eines Risses bei LED Durchleuchtung (CeraSmart)	72
Abbildung 5-3 Frakturmuster bei CELTRA Duo	72
Abbildung 5-4 Kaplan-Meier-Schätzer bei CeraSmart, die rote Kurve stellt die Daten der Gruppe ohne Präparation, die blaue Kurve die Daten der Gruppe mit Stufenpräparation dar. Es ist jeweils eine Probe in jeder Gruppe gebrochen. Die Probe mit der Stufenpräparation bricht 100‘000 Zyklen, früher als die ohne Präparation.	73
Abbildung 5-5 Kaplan-Meier-Schätzer bei CELTRA Duo, die rote Kurve stellt die Daten der Gruppe ohne Präparation, die blaue Kurve die Daten der Gruppe mit Stufenpräparation dar. Die Sprünge der Restaurationen treten spät aber häufig ein.	74
Abbildung 5-6 Kaplan-Meier-Schätzer bei der Stufenpräparation, die rote Kurve stellt die Daten der Proben aus CELTRA Duo, die blaue Kurve die Daten der Proben aus CeraSmart dar.....	75
Abbildung 5-7 Kaplan-Meier-Schätzer bei der Non-Präparation, die rote Kurve stellt die Daten der Gruppe aus CELTRA Duo, die blaue Kurve die Daten der Gruppe aus CeraSmart dar.	76
Abbildung 5-8 Kaplan-Meier-Schätzer bei Bruch der Proben, rot: Gruppe aus CELTRA Duo mit Non-Präparation, grün: Gruppe aus CELTRA Duo mit Stufenpräparation, blau: Gruppe aus CeraSmart mit Non-Präparation, violett: Gruppe aus CeraSmart mit Stufenpräparation.....	77

Anhang

Abbildung 5-9 Farbliche Visualisierung der Ergebnisse der Finiten Elemente Simulation, rot steht für eine hohe Hauptspannung (Maximal Principal Stress), blau für eine kleine Hauptspannung.....	79
Abbildung 5-10 Finite Elemente Modell einer Probe	80
Abbildung 5-11 Querschnitt durch das Finite-Elemente-Modell	80
Abbildung 5-12 Graphische Darstellung der Kaplan-Meier-Schätzer mit 95% Konfidenzintervall der verschiedenen Gruppen	85
Abbildung 6-1 Mikro-CT einer Non-Präp-Probe mit deutlichen Luftblasen im Befestigungskomposit	93
Abbildung 6-2 Mikro-CT eine Stufenpräparation Probe mit Luftblasen im Befestigungskomposit	93
Abbildung 6-3 Hertzsche Pressung [Hertz, 1881]	96
Abbildung 6-4 Vergleich der Mikro-CT Aufnahme mit der Finiten Elemente Analyse.....	105

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1 Erosionsindex nach Lussi	4
Tabelle 2-2 Basic Erosive Wear Examination (BEWE)	5
Tabelle 2-3 Möglichkeiten der prothetischen Rehabilitation mit Vor- und Nachteilen.....	7
Tabelle 2-4 Physikalische Eigenschaften von CeraSmart [Choi et al., 2015]	18
Tabelle 2-5 Physikalische Eigenschaften von CeraSmart [Awada et al., 2015].	18
Tabelle 2-6 Klassifikation der Verstärkungsmechanismen modifiziert nach John B. Wachtman.....	27
Tabelle 2-7 Physikalische Eigenschaften von Dentin, Schmelz, Komposit und Keramik [Craig et al., 1958, Ilie, 2005, Körber, 1985, Labella et al., 1999, Leung et al., 2015, Maier, 1995, Watts et al., 1987].....	31
Tabelle 4-1 Codierung der Proben für die Kausimulation.....	38
Tabelle 4-2 Verwendete Materialien.....	42
Tabelle 4-3 Verwendete Diamanten zur Präparation	46
Tabelle 4-4 Einstellung für das Design der Restaurationen.....	48
Tabelle 4-5 Materialeigenschaften der Antagonisten	56
Tabelle 5-1 Zusammenfassung der Ergebnisse.....	71
Tabelle 5-2 Zusammenfassung der Kaplan-Meier-Schätzer.....	78
Tabelle 5-3 Graphische Darstellung der Spannungen bei Restaurationen aus Keramik und Komposit.....	82
Tabelle 5-4 Quantitative Auswertung der Finite-Elemente-Analyse bei den Proben mit Stufenpräparation	83
Tabelle 5-5 Quantitative Auswertung der Finite-Elemente-Analyse bei den Proben ohne Stufenpräparation	83
Tabelle 5-6 Vergleich der Kaplan-Meier-Schätzer	85
Tabelle 9-1 Proben mit Details.....	127
Tabelle 9-2 Verwendete Materialien.....	128

10 Danksagung

An dieser Dissertation war nicht nur ich beteiligt, sondern viele mir nahestehenden Menschen, denen ich einen großen Dank schulde.

Ein herzliches Dankeschön gilt meinem Doktorvater und Betreuer Prof. Dr. Kunzelmann, für die Überlassung des Themas, für die ständige Hilfsbereitschaft und Erreichbarkeit, für die statistische Auswertung und die vielen Anregungen, die weit über das Thema hinausgingen.

Ich bedanke mich bei Frau Gisela Dachs und Frau Eva Köbele für ihre Hilfsbereitschaft bei der Durchführung der Versuche.

Für die technische Unterstützung der Kausimulatoren bedanke ich mich herzlich bei Herrn Georg Hiebl.

Ein besonderes Dankeschön geht an das zahnärztliche Labor der Zahnerhaltung, welches mich während der langwierigen Probenherstellung immer zur Seite stand und behilflich war. Vielen Dank an Herrn Edmund Emig, Herrn Uwe Fellner, Herrn Klaus Schnapp und Hisni Morina.

Meiner Familie, die mich jahrelang motiviert und unterstützt hat, gebührt ein großes Dankeschön.

Ohne diesen Rückhalt wären die Dissertation und das Studium nie zustande gekommen.

11 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Gaëtan Schroeder, geboren am 15. September 1990 in Luxemburg, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Zeitfestigkeit von Kauflächenveneers aus Keramik

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittelbedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 02. August 2017